

Aus dem Institut für Klinische Strahlenkunde
der Universität Mainz

Direktor: Prof. Dr. L. Diethelm

Kollimatorvergleich

nach der Methode von G. J. Hine und H. Vetter

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

vorgelegt von
Günter Meinig
aus Göttingen

Mainz 1968

Aus dem Institut für Klinische Strahlenkunde der Universität Mainz

Direktor: Professor Dr. L. Diethelm

KOLLIMATORVERGLEICH

NACH DER METHODE VON G. J. HINE UND H. VETTER

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der Hohen Medizinischen Fakultät

der Johannes Gutenberg-Universität

Mainz

vorgelegt von

Günter Meinig

aus Göttingen

Mainz 1968



Dekan:	Professor Dr. Schürmann
Referent:	Privatdozent Dr. R. Wolf
Korreferent:	Professor Dr. L. Diethelm
Tag der mündlichen Prüfung:	

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	1
Grundlegende Probleme der Kollimation	4
Meßmethodik	13
Diskussion	26
Meßergebnisse	29
Zusammenfassung	71
Literatur	73

Einleitung

Radioaktive Isotope finden heute im klinischen Bereich für diagnostische und therapeutische Zwecke vielfache Verwendung. Für die meisten diagnostischen Probleme benutzt man Gammastrahler, da die von ihnen ausgesandte Strahlung Gewebe durchdringen kann, so daß das Schicksal einer solchen radioaktiven Substanz, wenn sie sich im Körper des Patienten befindet, durch Externmessungen in vivo verfolgt werden kann. So wird es möglich, auf unblutige Weise Funktionsprüfungen durch Beobachtung der zeitlichen Änderung von Aktivitätskonzentrationen durchzuführen (z. B. Radiojod-Aufnahmetest der Schilddrüse, Nephrographie, Radiographie etc.) oder aber mit Hilfe einer speziellen Lokalisationstechnik, der Szintigraphie, eine Abbildung solcher Organe vorzunehmen, die in der Lage sind, gammastrahlende Radioisotope selektiv zu speichern. Die Szintigraphie hat in den letzten Jahren rasch an klinischer Bedeutung gewonnen. Durch eine stürmische technische Entwicklung und die Entdeckung immer neuer radio-aktiv-markierter Verbindungen, die die Fähigkeit zur Organspeicherung besitzen, ist es jetzt möglich, innere Organe, wie Schilddrüse, Leber, Niere, Milz, Pankreas, Herzhohlräume, Lymphsystem, Liquorräume, darüber hinaus auch bestimmte Hirntumoren, abzubilden.

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit einem grundlegenden Problem der Szintigraphie, und zwar mit der Kollimation der Gammastrahlung. - Aufgabe der Szintigraphie ist es, die Verteilung der Radioaktivität im Körper oder einzelnen Organen abzubilden. Die gleichzeitige Erfassung des gesamten zu untersuchenden Körpergebietes, wie es z. B. im Fall der Röntgenaufnahme geschieht, ist schon wegen der zu geringen Strahlenintensität nicht möglich. Da dem Patienten nur eine begrenzte Strahlenbelastung zuzumuten ist, können immer nur beschränkte Aktivitätsmengen

appliziert werden. Das zu untersuchende Gebiet wird mit Hilfe eines hochempfindlichen Meßgerätes, mit einem sogenannten Szintillationszähler, der sich mäanderförmig in einer tangentialen Ebene zum Körper bewegt, punktförmig abgetastet. Dabei wird die gemessene Intensität synchron mit der Abtastbewegung registriert, so daß das Abbild der Aktivitätsverteilung schließlich ein Rasterbild aus einzelnen Meßpunkten darstellt. Ein solches Bild nennt man ein Szintigramm. Zur Erzielung einer ausreichenden Richtungsempfindlichkeit des Szintillationszählers, die erst das punktförmige Ausmessen ermöglicht, muß die Gammastrahlung ausgeblendet werden, da es für elektromagnetische Wellenstrahlung dieses Energiebereiches keine brechenden Systeme gibt. Diese Ausblendung geschieht mit Hilfe sogenannter Kollimatoren. Allerdings ist die Wahl des besten Kollimators für ein bestimmtes szintigraphisches Problem nicht leicht. Voraussetzung ist dafür eine genaue Kenntnis der Kollimatoreigenschaften. Diese hängen nicht nur von den geometrischen Abmessungen des Kollimators ab, sondern auch von der Energie des verwendeten Strahlers. Die notwendige Abschirmung, meist Blei, ist nicht absolut optisch "dicht", sondern läßt immer einen gewissen, wenn auch unter Umständen sehr geringen, Anteil der Strahlung durch. Dieser Effekt wird mit zunehmender Energie größer. Außerdem spielen Streuprozesse für die Abbildung eine entscheidende Rolle.

Da alle diese Faktoren auf komplizierte Weise ineinandergreifen, ist es sehr schwierig, die Eigenschaften eines Kollimators rein theoretisch abzuleiten. Es ist andererseits auch nicht einfach, mit Hilfe experimenteller Untersuchungen einen Kollimator zu testen. Insbesondere fehlte es bislang an Standard-Phantomen, mit denen solche Untersuchungen durchgeführt werden sollten.

Kürzlich wurde eine relativ einfache Methode von HINE und VETTER (14) angegeben, die linienförmige Strahlenquellen verwendet. Im Rahmen dieser Arbeit wurden mit Hilfe dieses Verfahrens sechs Kollimatoren eines $5 \times 2''$ -

Scanners und zwei Kollimatoren eines $3 \times 2''$ -Scanners für verschiedene Energien der Gammastrahlung miteinander verglichen, wobei in erster Linie das geometrische Auflösungsvermögen untersucht wurde.

Grundlegende Probleme der Kollimation

Da das Prinzip der Szintigraphie mit bewegten Detektoren darin besteht, ein Organ punktförmig abzutasten (to scan = abtasten, daher werden diese Geräte auch als "Scanner" bezeichnet), hängt die Qualität eines Szintigramms entscheidend von dem Auflösungsvermögen der Meßanordnung ab. Es ist außerordentlich schwierig, für die Szintigraphie eine allgemein gültige Definition des Auflösungsvermögens zu geben. Im Gegensatz zur Optik, bei der man immer mit großen Intensitäten arbeitet, so daß sich die durch die quantenhafte Emission des Lichtes eventuell bedingte statistische Schwankung nicht bemerkbar machen kann, werden bei nuklearmedizinischen Untersuchungen so geringe Mengen an Radioaktivität verwendet, daß derartige statistische Schwankungen erheblichen Einfluß haben können. Es genügt nicht, die rein geometrische Auflösung anzugeben, da bei starker statistischer Schwankung das Meßergebnis trotz guter geometrischer Auflösung unzureichend sein kann. Hier liegt eines der Kardinalprobleme der Szintigraphie.

Eine Verbesserung der statistischen Aussage ist durch eine Erhöhung der gemessenen Impulsrate erreichbar. Dies könnte auf mehreren Wegen erfolgen.

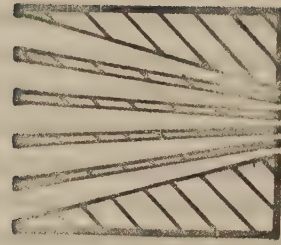
- 1) Durch Erhöhung der verabreichten Mengen an Radioaktivität,
- 2) durch Herabsetzung der Abtastgeschwindigkeit (hierdurch verlängert sich der Zeitraum, in dem ein einzelnes Volumen vom Detektor erfaßt wird),
- 3) durch Erhöhung der Nachweisempfindlichkeit des Szintillationszählers.

Eine Heraufsetzung der Aktivität ist im Interesse des Patienten, der ja nur einer bestimmten Strahlenbelastung ausgesetzt werden soll, nur in beschränktem Maße möglich. Hier hat allerdings die Verwendung kurz-

lebiger Radioisotope mit günstigen Strahlungseigenschaften, wie z. B. das 99m-Tc, erhebliche Fortschritte gebracht. Die Herabsetzung der Abtastgeschwindigkeit kann ebenfalls nur innerhalb gewisser Grenzen erfolgen, da den Patienten ein zu langes Liegen nicht zuzumuten ist. Szintigraphische Untersuchungen größerer Organe dauern ohnehin bis zu etwa einer Stunde. Die dritte Möglichkeit schließt die Erhöhung der Ansprechwahrscheinlichkeit des Detektors ein. Das kann bis zu einem gewissen Maße durch Vergrößerung der Szintillationskristalle erreicht werden.

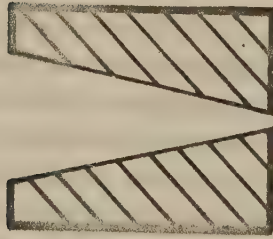
Andererseits schränkt jede Kollimation die Nachweisempfindlichkeit des Szintillationszählers ein. Es ist jedoch offensichtlich, daß zur Erzielung eines möglichst hohen geometrischen Auflösungsvermögens eine möglichst enge Ausblendung der Strahlung notwendig ist. Damit sind die Forderungen nach einer guten geometrischen Auflösung und nach hoher Nachweisempfindlichkeit einander genau entgegengesetzt. Es ist notwendig, für jede praktische Anwendung der Szintigraphie einen geeigneten Kompromiß zu finden.

Die ersten in der Szintigraphie verwendeten Kollimatoren besaßen eine zylindrische Bohrung (Abb. 1). Vorausgesetzt, daß die Länge der Bohrung im Verhältnis zu ihrem Durchmesser groß ist, besitzt ein derartiger Kollimator ein gutes geometrisches Auflösungsvermögen, jedoch eine sehr geringe Empfindlichkeit, da nur ein relativ kleiner Teil des Szintillationskristalls von der Strahlung getroffen wird. Die Verwendung eines Kollimators mit einer konischen Bohrung setzt zwar die Empfindlichkeit herauf, verschlechtert jedoch gleichzeitig das geometrische Auflösungsvermögen, weil jetzt ein größerer Bereich des zu untersuchenden Organs zur Messung beiträgt. Der beste Kompromiß für einen Kollimator in der Szintigraphie liegt daher in der Verwendung von sogenannten Vielkanalkollimatoren. Sie besitzen eine Reihe von konischen Boh-



gut

gut



mäßig

gut



gut

schlecht

Auflösungs-
vermögen

Empfindlichkeit

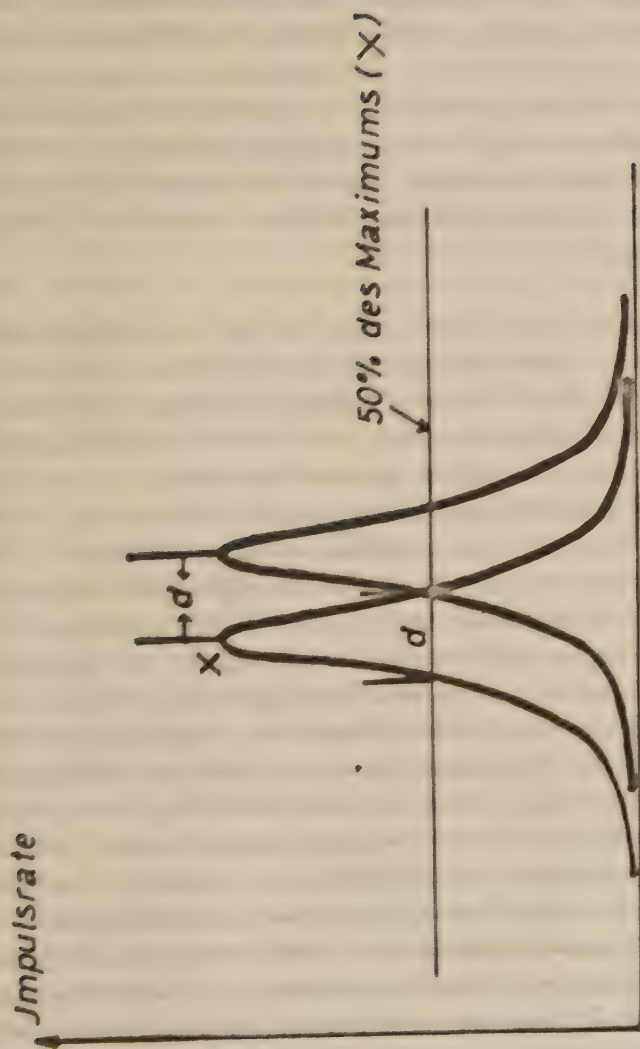
rungen, die meist in Form eines Honigwabemusters angeordnet sind (daher werden diese Kollimatoren "honey comb"-Kollimatoren genannt) und alle auf einen gemeinsamen Punkt, den Fokus des Kollimators hin orientiert sind. Da der Durchmesser der einzelnen Bohrungen viel kleiner ist als bei der Verwendung einer einzigen konischen Bohrung, ist das Auflösungsvermögen entsprechend besser; durch die Vielzahl der Bohrungen wird jedoch gleichzeitig eine relativ große Empfindlichkeit erreicht. In der Szintigraphie werden daher allgemein derartige Vielkanalkollimatoren benutzt. Die Septen zwischen den einzelnen Bohrungen sollten einerseits möglichst dünn sein, damit die Zahl der Bohrungen erhöht werden kann, andererseits müssen sie so dick sein, daß sie von der verwendeten Gammastrahlung nicht wesentlich durchsetzt werden können. Da die Durchdringungsfähigkeit der Gammastrahlung mit zunehmender Energie ansteigt, bedeutet dies, daß für weiche Gammastrahlung Kollimatoren mit einer größeren Zahl von Bohrungen und dünneren Septen gebaut werden können als für harte Strahlung. Das heißt aber auch, daß das geometrische Auflösungsvermögen im unteren Gammastrahlenenergiebereich besser ist als im oberen (sofern nicht eine stärkere Absorption in Wasser bzw. Körpergewebe diesen Vorteil eliminiert).

Aus einfachen Überlegungen ergibt sich, daß die Auflösung in der Fokusebene am größten ist, oberhalb und unterhalb jedoch rasch abnimmt. Durch Absorptionsprozesse können diese Verhältnisse etwas verwischt werden. Untersucht man die Literatur auf eine quantitative Definition des Auflösungsvermögens ohne Berücksichtigung der Statistik, so hat die Definition von BROWNELL (5, 6) wohl die meiste Anerkennung gefunden. Sie geht von der Betrachtung zweier Punktquellen aus. Infolge des endlichen Auflösungsvermögens eines Kollimators wird in der Szintigraphie eine Punktquelle nicht als Punkt abgebildet. Wenn der Detektor sich der Quelle nähert, wird er bereits dann von der Strahlung getroffen, wenn sich der Punkt noch nicht im Zentrum des Zählers

befindet. Beim Überfahren der Quelle entsteht daher ein Impulsrelief, das etwa die Form einer Gaußschen Glockenkurve hat. Verringert man den Abstand zweier Punktquellen immer mehr, so beginnen sich die zugehörigen Glockenkurven zu überschneiden. Das Auflösungsvermögen nach BROWNELL ist so definiert, daß es den Abstand darstellt, den zwei Punktquellen haben, wenn sich ihre zugehörigen Glockenkurven gerade in der halben Höhe des Maximums überschneiden (siehe Abb. 2).

Damit ist das Auflösungsvermögen gleich der Halbwertsbreite einer einzelnen Glockenkurve. Es genügt daher in diesem Falle, den Detektor über eine Punktquelle hinwegzubewegen und gleichzeitig die in ihm erzeugte Pulsrate zu messen. Bestimmt man in der so erhaltenen Kurve die halbe Breite in der halben Höhe des Maximums, so erhält man das oben definierte Auflösungsvermögen. Bei Verwendung von fokussierenden Kollimatoren zeigt das Experiment, daß das Auflösungsvermögen stark von der Entfernung zwischen Punktquelle und Kollimator abhängig ist. Es ist in der Ebene des Fokus am größten, außerhalb derselben nimmt es unter Umständen sehr stark ab. Man muß daher zur vollständigen Beschreibung des Auflösungsvermögens eines Kollimators die Glockenkurve für eine ganze Reihe von Entfernungen messen.

Es liegt daher nahe, die Kollimatoreigenschaften noch in einfacherer Weise graphisch darzustellen. Dazu bewegt man in verschiedenen Abständen eine Punktquelle senkrecht zur Kollimatoroberfläche und verbindet die Punkte gleicher im Detektor erzeugter Pulsrate miteinander. Auf diese Art und Weise entsteht das Isoimpulslinienbild des Kollimators, das Information über die Ansprechwahrscheinlichkeit des Detektors für Zonen verschiedener Entfernungen von der Kollimatoroberfläche liefert. Das Auflösungsvermögen kann man gleichzeitig aus der Breite der 50. % - Isoimpulslinie ablesen. Das geschilderte Verfahren besitzt jedoch gewisse Nachteile: erstens bereitet schon



die Definition einer Punktquelle in der Praxis Schwierigkeiten. Es ist fraglich, welche Dimensionen eine Punktquelle haben darf, um noch als solche angesehen zu werden, zweitens ist die Reproduzierbarkeit der Messung nicht sehr groß, da es schwierig ist, immer wieder die gleichen Positionen zu finden, und die Änderung der Impulsrate zum Teil sehr rasch erfolgt. Drittens hat man es in der Praxis der Szintigraphie niemals mit Punktquellen, sondern mit ausgedehnten Quellen zu tun. Es ist daher günstiger, nicht mit Punkt-, sondern mit Linienquellen zu arbeiten.

Wird eine solche Linienquelle parallel zur Kollimatoroberfläche angebracht, so kann man beim Überfahren der Quelle in ähnlicher Weise wie bei einer Punktquelle das Auflösungsvermögen feststellen. Stellt man die Linienquelle schräg, z. B. im Winkel von 45° zur Kollimatoroberfläche, so kann man gleichzeitig den Einfluß aus verschiedenen Entfernungen berücksichtigen und erhält so Verhältnisse, die denen der Praxis weit eher entsprechen als bei einer Punktquelle. HINE und VETTER (14) haben als erste ein derartiges Verfahren angegeben, das den Vergleich verschiedener Kollimatoren bei unterschiedlichen Gammaenergien mit relativ einfachen Mitteln erlaubt. Die Linienquelle wird homogen mit einem Gammastrahler gefüllt und im Winkel von 45° geneigt unter dem Kollimator angebracht. Man kann entweder eine Szintigraphie der Linienquelle anfertigen, wobei man allerdings semiquantitative Angaben erhält, oder aber in einem engen Netz von Koordinatenpunkten jeweils die erzeugten Impulsraten messen. Dann werden die Punkte gleicher Impulsrate miteinander verbunden, so daß man, ähnlich wie bei den Punktquellen, ein Isoimpulslinienbild erhält. Als Auflösungsvermögen kann man wieder die Breite der 50 %-Isoimpulslinie definieren. Diese Methode dürfte z. Zt. die einfachste und beste zur Bestimmung des geometrischen Auflösungsvermögens bei gleichzeitiger Berücksichtigung der Tiefenabhängigkeit sein. Führt man diese

Versuche mit der Quelle in Wasser und Luft aus, so ergibt sich die Möglichkeit, die Verhältnisse im Gewebe nachzuahmen und den Einfluß der Absorption und der Streuung der Gammastrahlung zu untersuchen.

Will man neben dem geometrischen Auflösungsvermögen auch den Einfluß der statistischen Schwankung berücksichtigen, so bedarf es erheblicher zusätzlicher Untersuchungen. Eine Methode, die nur Aussagen darüber liefert, ob Aktivitätsdifferenzen zwischen einer lokalen Akkumulation und einer niedrigeren Konzentration in der Umgebung nachgewiesen werden können, bedient sich der sogenannten "figure of merit", wie sie DEWEY und SINCLAIR (8), MATTHEWS (19), WOLF (27) benutzten. Das geometrische Auflösungsvermögen muß dann gesondert bestimmt werden. Am eingehendsten wurde das Problem von COURTIAL und GANDY (7) bearbeitet. Sie schlugen als erste eine Trennung des Begriffs Auflösungsvermögen in ein geometrisches und ein Gesamtauflösungsvermögen vor, wobei letzteres das Problem der Statistik mit einschließt. Für das geometrische Auflösungsvermögen schlugen sie den Ausdruck "finesse" vor, für den deutschen Sprachgebrauch wurde von WOLF und FISCHER (29) das Wort "Schärfe" vorgeschlagen (siehe auch 21). Wie COURTIAL und GANDY nachweisen konnten, hängt das Gesamtauflösungsvermögen in komplizierter Weise von der Schärfe des Kollimators, von der Abtastgeschwindigkeit des Scanners, vom Abstand der Linien, von der Ansprechwahrscheinlichkeit des Detektors, von der Energie der Gammastrahlung, von der Lage des Aktivität speichernden Gebiets in der Tiefe des Körpers und von dem Verhältnis der Aktivitäts-Konzentrationen in dem zu untersuchenden Bezirk und der Nachbarschaft ab. Generell gilt, daß oberflächennahe Läsionen besser nachweisbar sind als solche in der Tiefe des Objekts. Experimentell läßt sich das Gesamtauflösungsvermögen auch durch räumliche Phantome untersuchen, die in verschiedener Tiefe "kalte" oder "heiße" Zonen enthalten (d. h. Gebiete mit verminderter oder erhöhter Aktivität). Dies ist von verschiedenen Autoren mit

unterschiedlichen Phantomen durchgeführt worden (4, 8, 25). Dabei erhält man allerdings nur semiquantitative Ergebnisse, die zudem häufig auch subjektiven Einflüssen unterliegen.

Meßmethodik

Zweck dieser Dissertation war es, nach der Methode von HINE und VETTER (14) eine Reihe von Kollimatoren zweier handelsüblicher Scanner für verschiedene Energien durchzumessen. Als Linienquelle diente ein Glasröhrchen von 35,0 cm Länge und einem inneren Durchmesser von 0,35 cm. Dieses wurde jeweils mit einer homogenen Lösung des Radioisotops gefüllt. (Im Falle von ^{198}Au , das in kolloidaler Form vorlag und dazu neigte, zu sedimentieren, wurde mit etwas Säure eine echte Lösung hergestellt.) Mit Hilfe einer selbst konstruierten Haltevorrichtung wurde das Glasröhrchen in einem Winkel von 45° zur Horizontalen angebracht. Die Messungen erfolgten sowohl in Luft als auch in Wasser, um den Einfluß der Absorption zu untersuchen. Im letzteren Falle wurde die Quelle in einem Gefäß aufgestellt (siehe Abb. 4). Zur Untersuchung wurden folgende Radioisotope herangezogen:

<u>Isotop</u>	<u>Haupt-Gammaenergie</u>
^{85}Sr	0,514 MeV
^{198}Au	0,411 "
^{131}I	0,364 "
^{51}Cr	0,323 "
^{203}Hg	0,279 "
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	0,140 "
^{197}Hg	0,068-0,079 MeV
^{75}Se	0,067-0,405 "

Die Messungen wurden meist mit einer spezifischen Aktivität von ca. 100 $\mu\text{Ci/ml}$ durchgeführt; für die energieärmeren Strahler mußte entsprechend mehr verwandt werden.

Die Messungen wurden an zwei kommerziellen Szintigraphen (Scanner) der Firma Picker durchgeführt (Abb. 3 und 4). Der erste Scanner, "Mag a-

Scanner II", besitzt einen Szintillationsdetektor mit einem $3 \times 2''$ NaJ-Kristall, der mit zwei auswechselbaren Kollimatoren versehen ist, einem sogenannten Feinfokuskollimator mit 31 konischen Bohrungen und einem sogenannten Grobfokuskollimator mit 19 konischen Bohrungen. Beide Kollimatoren besitzen eine Fokusentfernung von der Oberfläche von $3'' = 7,62$ cm. Der zweite Scanner, "Magna-Scanner V" besitzt einen Szintillationszähler mit einem $5 \times 2''$ NaJ-Kristall und kann mit sechs verschiedenen Kollimatoren versehen werden:

Kollimator:	2112
"	2114 B
"	2111
"	2112 A
"	2111 A
"	2114 A

Beschreibung siehe Tabelle 1
(dazu Abb. 4 und 6).

Bei der Messung wurde der Detektorkopf in einer horizontalen Ebene bewegt. (Eine gewisse Ungenauigkeit entstand dadurch, daß der Detektorkopf nur einseitig von einem horizontalen Arm getragen wird und infolge seines erheblichen Gewichtes etwas aus der Senkrechten abweicht. Bei der Zeichnung der 10 %-Isoimpulslinie wurde diese Abweichung, die sich mit wachsendem Abstand der Strahlenquelle zur Kollimatoroberfläche bemerkbar macht, durch Mittelung der seitenverschiedenen Impulsrate ausgeglichen.) Die Unterkante des Kollimators befand sich etwa 2 cm über dem oberen Ende der Linienquelle. Jede Bewegung des Szintillationszählers in der Meßebeine hatte daher eine reproduzierbare Änderung des Abstandes zwischen Detektor und Linienquelle zur Folge. Da die Linienquelle im Winkel von 45° zur Meßebeine geneigt ist, erreicht man bei einer Bewegung des Meßkopfes, z. B. in ihrer Achse, daß

Tabelle 1:

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
Lochzahl	31	55	85	163	265	265	19	31
Lochdurchmesser oben	0,65	0,68- 0,72	0,47	0,25	0,25- 0,29	0,3- 0,35	0,58	0,25- 0,3
Lochdurchmesser unten	1,4	1,3- 1,4	0,75- 0,8	0,58- 0,6	0,4	0,55- 0,6	1,1- 1,2	0,7- 0,8
Dicke der Septen ^r oben	0,3- 0,4	0,08- 0,12	0,25- 0,3	0,1- 0,19	0,13- 0,19	0,1	0,23- 0,5	0,15- 0,2
Dicke der Septen unten	0,6- 0,7	0,1- 0,22	0,6- 0,4	0,25- 0,3	0,2- 0,25	0,15	0,25- 0,45	0,2- 0,45
Länge des Kollimators	8,5	8,5	8,5	8,7	8,5	7,4	7,7	10,1
Fokusabstand geometrisch	7,4 9,5 6,9	6,6 9,5 9,1	12,5	9,4 8,8 6,0	19,2 15,3 14,3	8,5 8,5 7,7	7,6 6,8 6,0	7,6 3,9 4,0
Fokusabstand für Licht	7,0	7,5	11,5	7,5	14	7,0	6,0	6,5

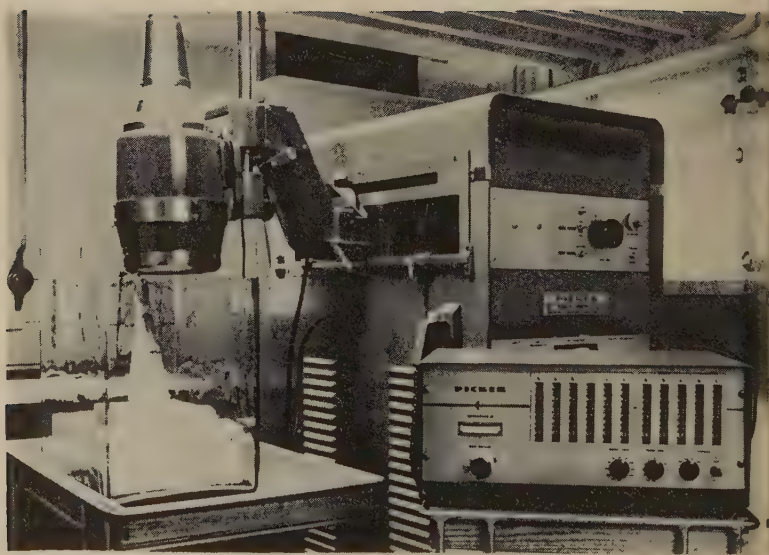


Abb.3

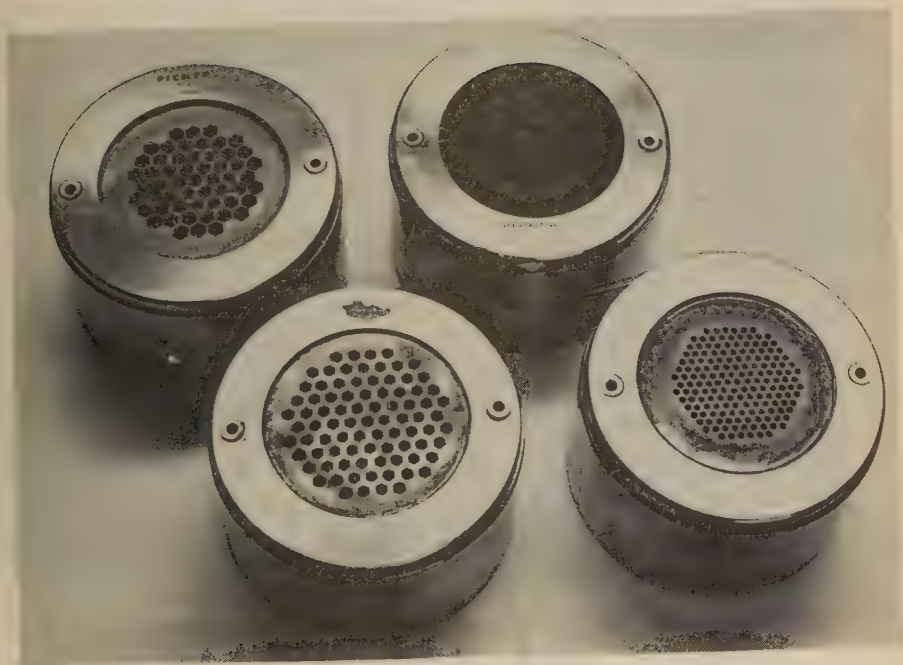


Abb. 4

Kollimator 214 B

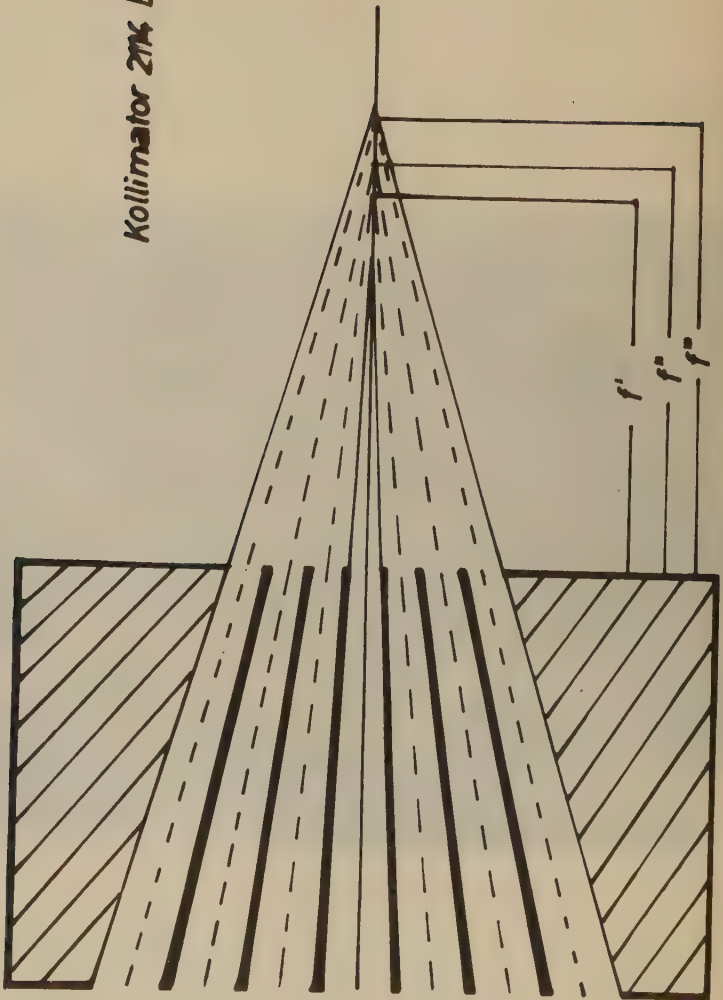


Abb. 5

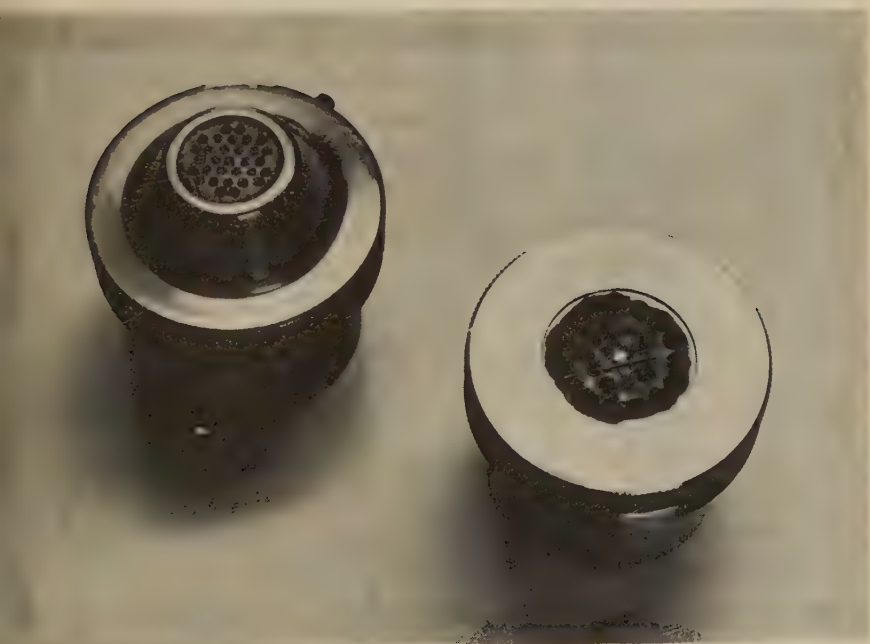


Abb.6

die zurückgelegte Strecke und die Abstandsänderung gleich groß sind. Als Ausgangslinie der Messungen diente diejenige Gerade, die als Schnitt zwischen der horizontalen Ebene, in der sich die Unterkante des Detektors bewegte, und der Vertikalebene, der die Linienquelle angehört, entsteht, d. h. es handelt sich um die senkrecht über der Linienquelle in der Horizontalebene befindliche Gerade. Von dieser Ausgangslinie ausgehend, in der zunächst die Impulsraten gemessen wurden, erfolgte das systematische Ausmessen von parallelen Linien im Abstand von 1,0 cm. In Gebieten, in denen sich die Impulsrate besonders stark veränderte, wurde der Abstand auf 0,5 cm herabgesetzt.

Die Abhängigkeit der Impulsrate bei Änderung des Abstandes Kollimator - Linienquelle längs der Ausgangslinie ist in Abb. 7, obere Kurve (siehe auch Abb. 8, Kurve a) dargestellt. Die Impulsrate wächst zunächst mit zunehmendem Abstand bis zu einem Maximum - entsprechend dem Fokus - und fällt dann etwas flacher wieder ab. Die Impulsverläufe für mehrere Parallelen, die jeweils um 1,0 cm von der Ausgangslinie entfernt sind, zeigen ebenfalls die Abb. 7 und 8. Es ist auffallend, daß hier zwei Gipfel auftreten, wobei zwischen beiden ein Minimum in Höhe des Fokus auftritt. Mit wachsendem Abstand der Parallelen von der Ausgangslinie werden die Gipfel - vor allem der erste, der dem kollimatornahen Ende der Quelle entspricht - immer flacher; gleichzeitig rückt der zweite Gipfel immer weiter vom Fokus fort. Bei den Messungen in Wasser ist der zweite Gipfel immer wesentlich flacher als bei den Messungen in Luft. Dies ist auf die Absorption der Strahlung zurückzuführen. Bei sehr starker Absorption kann der zweite Gipfel völlig fehlen. Das Auftreten von mehr als einem Maximum außerhalb der Zentrallinie dürfte durch die Anordnung der Bohrungen bedingt sein.

Die Abb. 8 und 9 zeigen, wie bei der Auswertung der Meßergebnisse vorgegangen wurde. Die gestrichelten Kurven stellen die Impulsverläufe für Parallelen, die die Ausgangslinie senkrecht schneiden, dar.

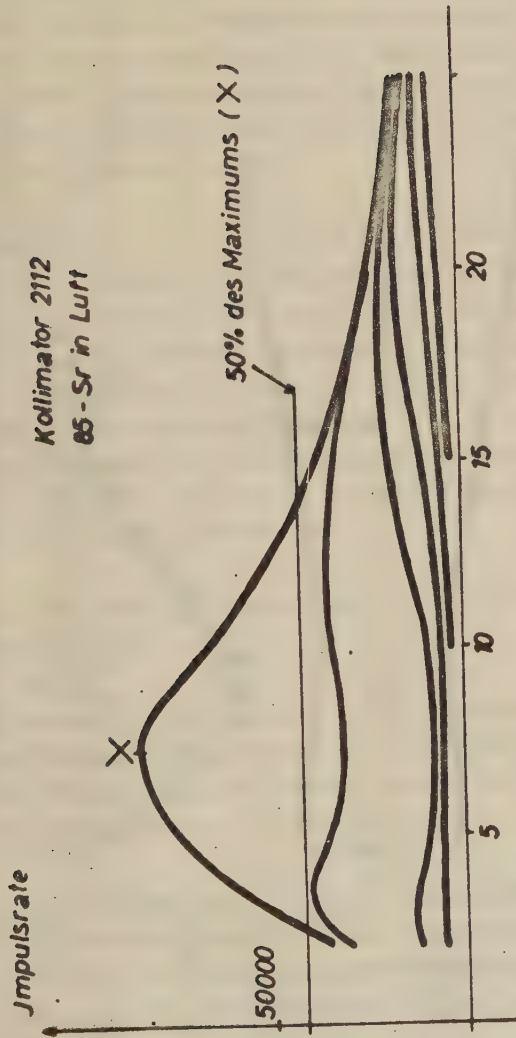


Abb. 7

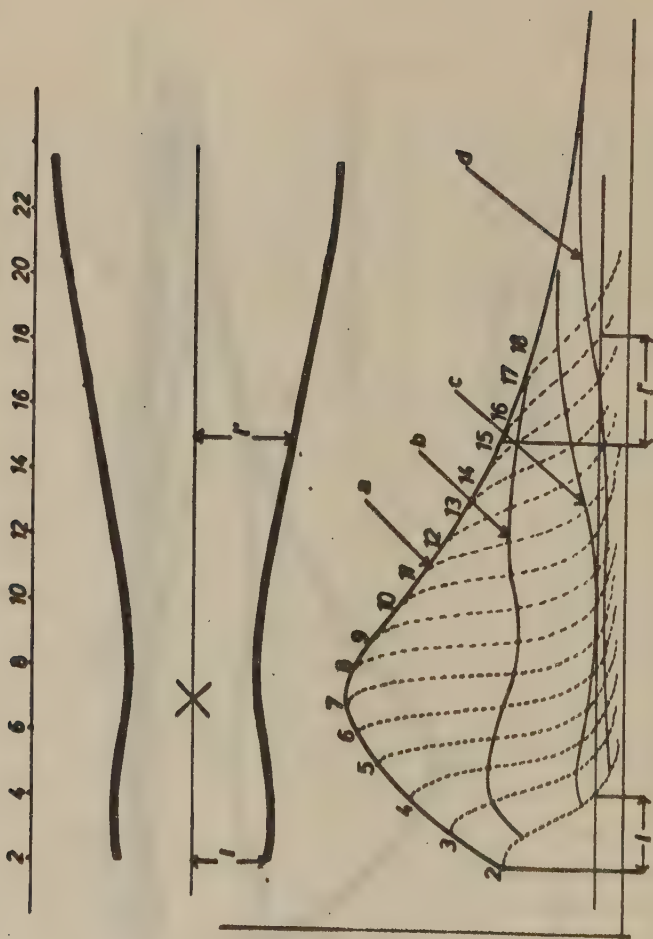


Abb. 8

Die Parallele zur Abszisse gibt 10 % des Maximums (X) an. Durch Abgreifen der Breite der einzelnen Schnittkurven kann so das 10 %-Isoimpulslinienbild leicht konstruiert werden. Es entsteht also durch Verbinden von Punkten gleicher prozentualer Empfindlichkeit, die in der Meßebene liegen. Im oberen Teil der Abb. 8 ist die entsprechende 10 %-Isoimpulslinie graphisch dargestellt.

Die 10 %-Isoimpulslinien (vgl. Abb. 11 bis 43) und damit das von Ihnen eingeschlossene Feld, in dem die Strahlungsintensität also mehr als 10 % des Maximums (X) in Höhe des Fokus beträgt, haben eine charakteristische Form. Mit wachsendem Abstand Kollimator - Linienquelle wird das von der Linienquelle eingeschlossene Feld zunächst schmaler. Etwa in Höhe des Fokus erreicht es seinen schmalsten Durchmesser, um mit weiter wachsendem Abstand wieder breiter zu werden. Nach Erreichen der größten Breite wird es rasch schmaler, bis der Abstand der beiden Isoimpulslinienschinkel 0 wird.

Vergleichende Foto-, Stylo- und Farbszintigramme (siehe Abb. 44) zeigen entsprechende Formen.

Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde in den Abbildungen 11-43 auf die Darstellung mehrerer Isoimpulslinien verzichtet. Stattdessen wurden jeweils das Maximum (X) = 100 % und die 50 %-Werte (•) an der engsten Stelle und den Extrempunkten eingezeichnet.

Abb. 10 zeigt eine zusätzliche von HINE (14, 15) zuletzt gewählte Möglichkeit zur dimensional Darstellung, bei der das Impulsratenrelief in verschiedenen Abständen zur Kollimatoroberfläche wiedergegeben wird. Auflösungsvermögen und Empfindlichkeit lassen sich in Abhängigkeit von der Entfernung ablesen.

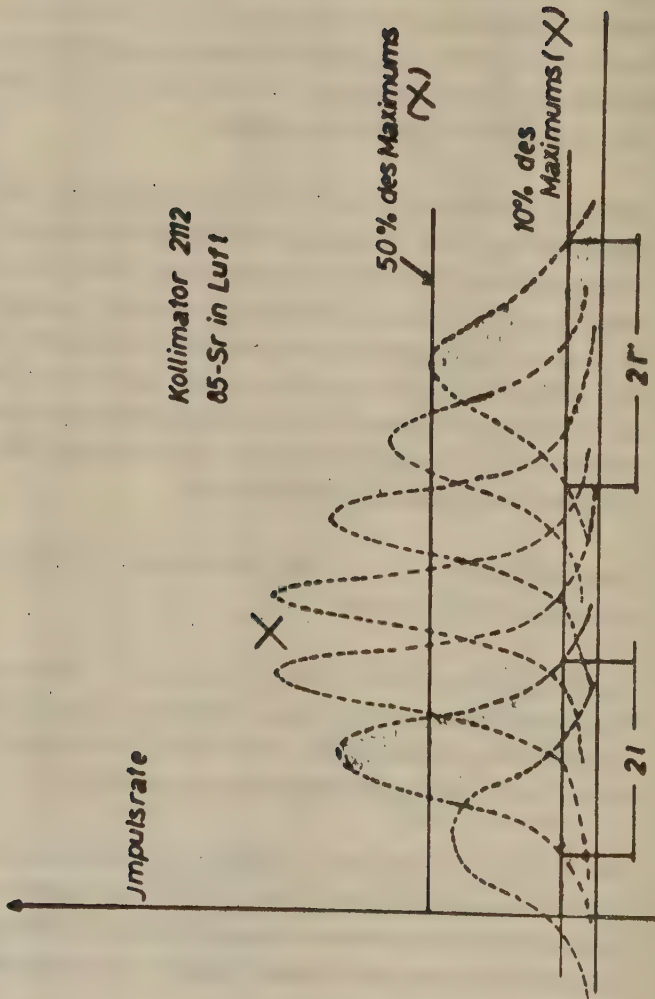


Abb. 9

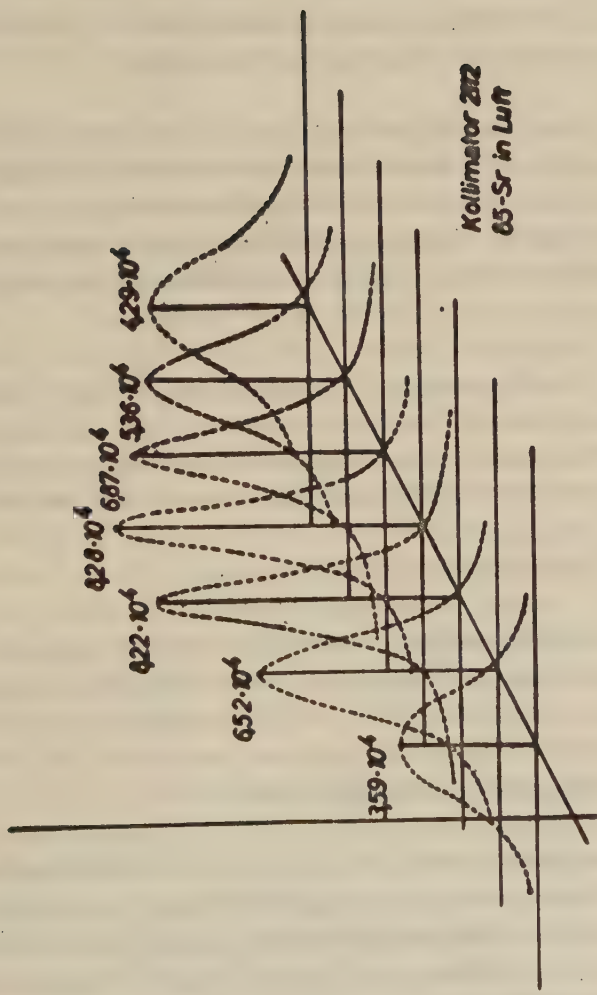


Abb. 10

Diskussion

Aus den 10 %-Isoimpulslinien (Abb. 11 bis 43) lassen sich die wesentlichen Kollimatoreigenschaften leicht ablesen:

1. Das geometrische Auflösungsvermögen für das betreffende Isotop in Luft und in Wasser. Da das geometrische Auflösungsvermögen heute allgemein als Halbwertsbreite der "line spread-function" $[l_{sf}]$ (u. a. 15) definiert ist, kann man in ähnlicher Weise die Breite der 50 %-Isoimpulslinie an der engsten Stelle als geometrisches Auflösungsvermögen betrachten.
2. Der Fokusabstand. Er ergibt sich aus der engsten Stelle der 10 %-Isoimpulslinie, die für die Messungen in Luft im allgemeinen mit dem Empfindlichkeitsmaximum zusammenfällt, während bei Messungen in Wasser durch die Absorption eine Verschiebung eintreten kann.
3. Das Empfindlichkeitsmaximum.
4. Die Tiefenschärfe. Aus der Form der 10 %-Isoimpulslinie läßt sich eine Eigenschaft ablesen, die man als Tiefenschärfe bezeichnen könnte, d. h. der Bereich, in dem die Auflösung ein bestimmtes Maß nicht überschreitet. Diese Größe ist bei der Szintigraphie von Organen größerer Dicke von erheblicher Bedeutung.

Ein Vergleich der in Form der 10 %-Isoimpulslinie erarbeiteten Kollimatorcharakteristika (vgl. Tabellen 2 bis 8) für die einzelnen Kollimatortypen in Abhängigkeit der Gammaenergie zeigt nur geringe Unterschiede im Bereich von ^{75}Se bis ^{198}Au . Bei Messungen in Wasser schließen sich die 10 %-Isoimpulslinien bei niederen Energien früher als bei hohen. Allgemein verschiebt sich das Maximum bei Messungen in Wasser zur Kollimatoroberfläche hin. Besonderheiten bieten die Messungen bei

^{197}Hg und ^{85}Sr . Bei ^{197}Hg macht sich die Absorption besonders stark bemerkbar, da dieses Isotop eine verhältnismäßig weiche Strahlung aussendet (Abb. 38, 39, 40). Der fokussierende Effekt des Kollimators geht durch die Absorption fast völlig verloren.

Bei ^{85}Sr ist infolge der relativ hohen Energie der Strahlung die Septenpenetration merklich. Man erhält daher relativ breite Isoimpulslinienbilder. Insbesondere zeigt sich, daß der 3"-Grobfokuskollimator für das ^{85}Sr nicht gut geeignet ist (Abb. 13). Der Effekt der Septendurchdringung kann auch an dem Spezialkollimator 2114 B, der für die weiche Gammastrahlung von ^{197}Hg konstruiert wurde, demonstriert werden. Bei Messungen mit ^{131}J (Abb. 18, 19) zeigen sich Isoimpulslinienbilder, die die Unbrauchbarkeit dieses Kollimators für ^{131}J dokumentieren.

Ein Vergleich der 10 % Isoimpulslinien ermöglicht es weiterhin, die einzelnen Kollimatoren genauer zu charakterisieren. Grundsätzlich kann festgestellt werden (vgl. Tab. 4, 5), daß das von der 10 % Isoimpulslinie eingeschlossene Feld in Höhe des Maximums (X) mit zunehmender Lochzahl schmaler, d. h., das geometrische Auflösungsvermögen besser wird. Ausnahmen bilden Kollimatoren, deren Septen für eine bestimmte Gammastrahlung zu dünn sind, so daß es zu einer starken Penetration der Septen kommt (Abb. 13, 18, 19).

In den Tabellen 7 und 8 ist die Breite der Isoimpulslinien an ihren engsten Stellen für verschiedene Kollimatoren und verschiedene Isotope angegeben. Wie man sieht, so schwankt das Auflösungsvermögen zwischen 0,4 und 2,2 cm. Das beste Auflösungsvermögen besitzt der Feinfokuskollimator des 3x2"-Scanners. Ebenso ist das des Grobfokuskollimators des 3x2"-Scanners im allgemeinen besser als dasjenige des entsprechenden 5x2"-Scanner-Kollimatoren. Eine Ausnahme bildet hier das ^{85}Sr aus den oben angeführten Gründen der Septenpenetration.

In den Tabellen 2 und 3 ist die Lage des Empfindlichkeitsmaximums (X) für verschiedene Kollimatoren und Isotope, jeweils in Wasser und Luft gemessen, angegeben. Es zeigt sich, daß auch diese Entfernung im wesentlichen von der Gammaenergie unabhängig ist und offenbar durch die geometrischen Verhältnisse (Winkel der Septen, bzw. der Kanäle zur Kollimatoroberfläche) bestimmt wird. Für die Messungen im Wasser rückt das Empfindlichkeitsmaximum näher an den Kollimator heran. Ein Vergleich mit den Werten, die HINE (16) für ^{131}J gemessen hat, ergibt keine wesentlichen Abweichungen (siehe Tabelle 9).

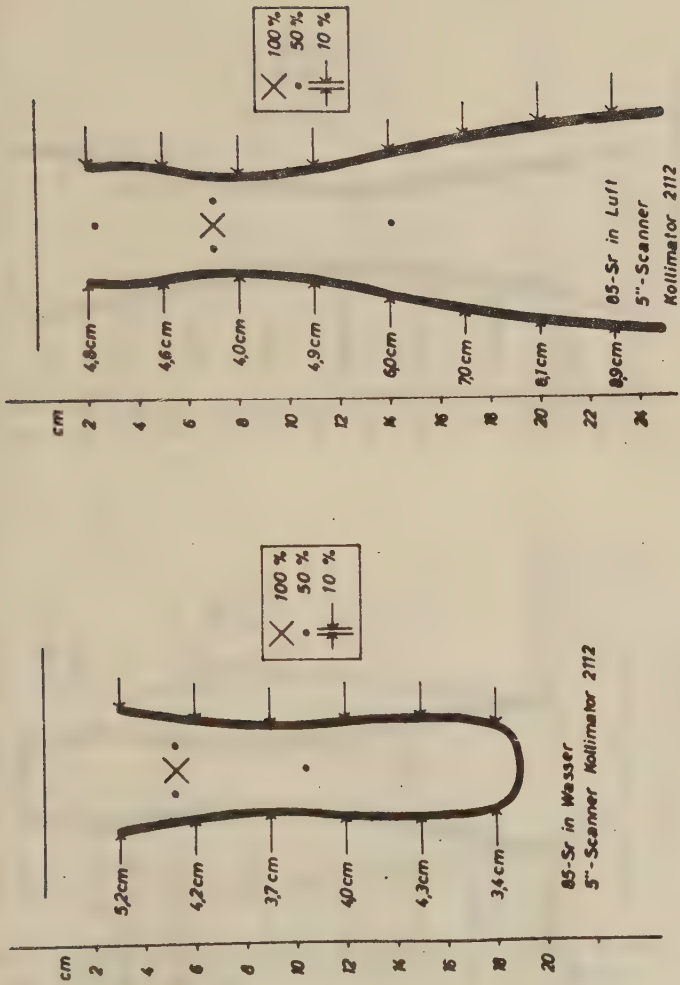


Abb. 11

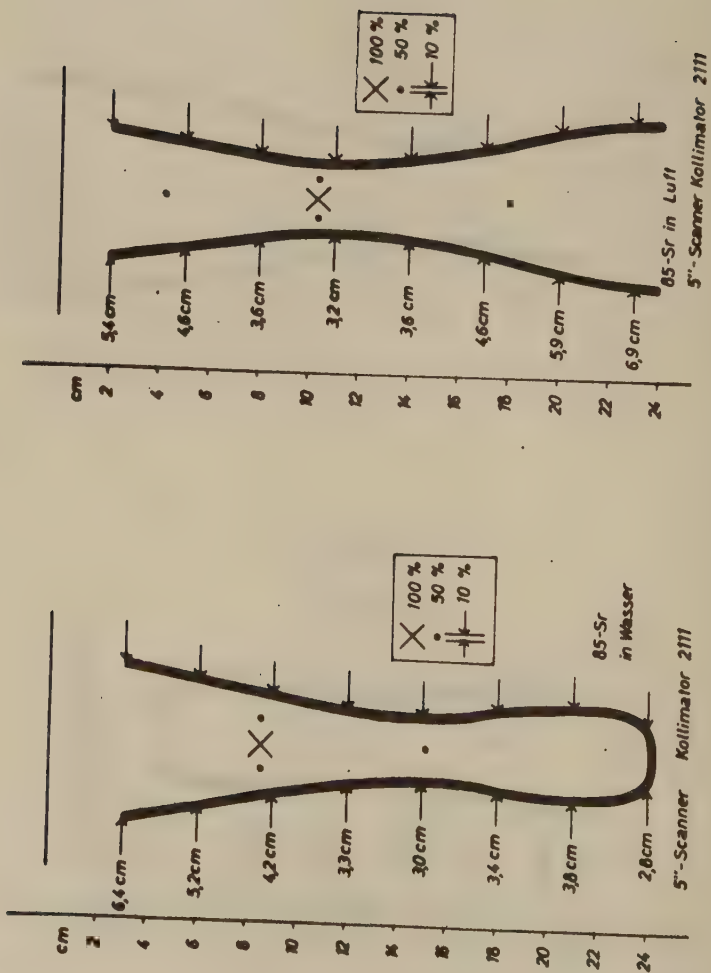


Abb. 12

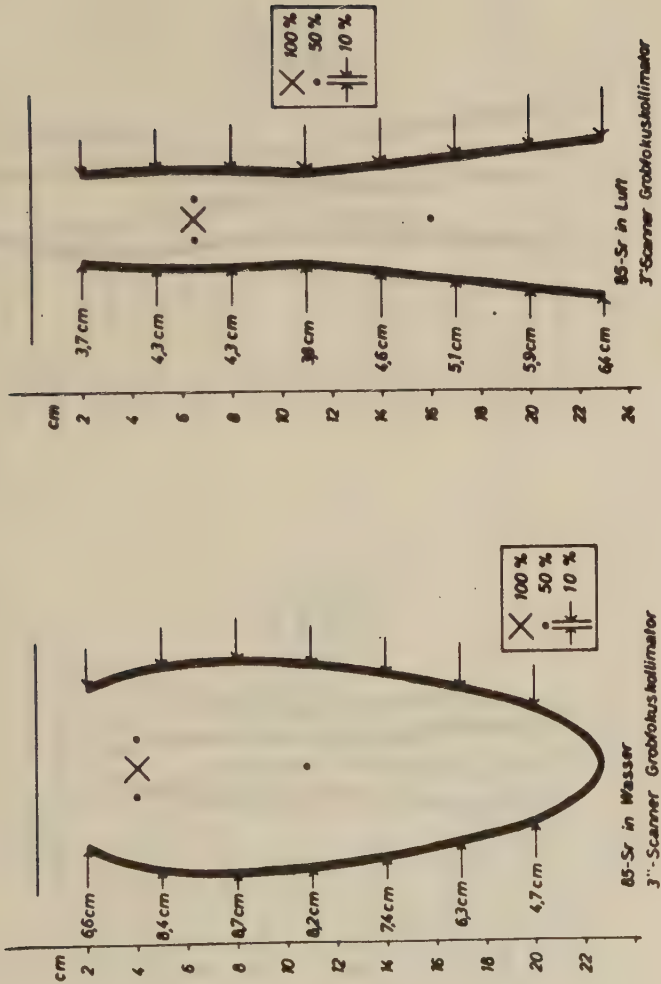
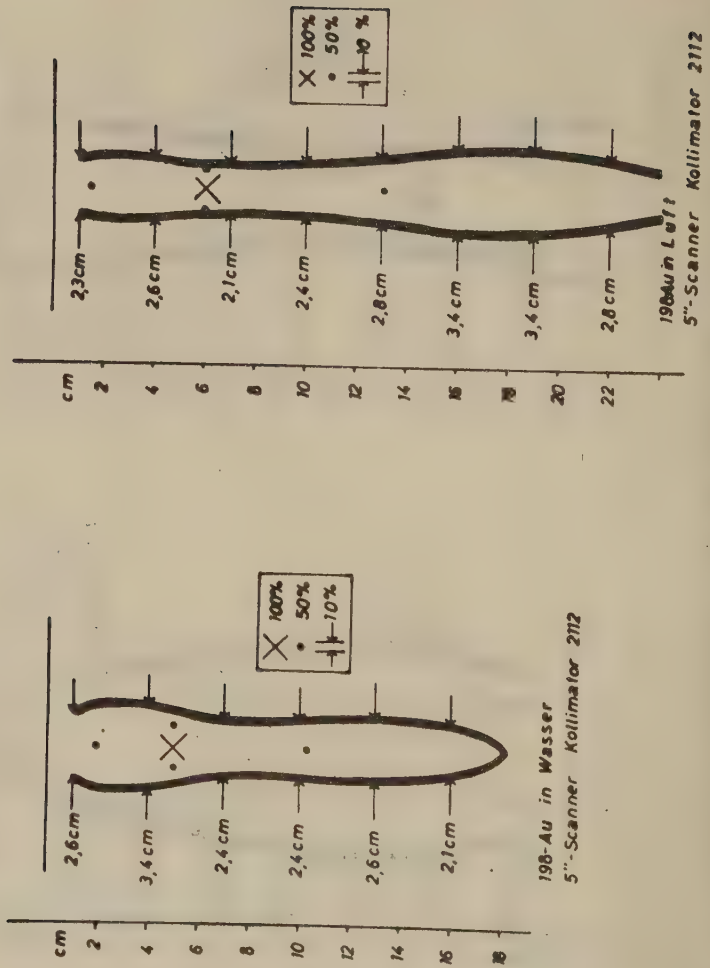


Abb. 13



Abt. 14

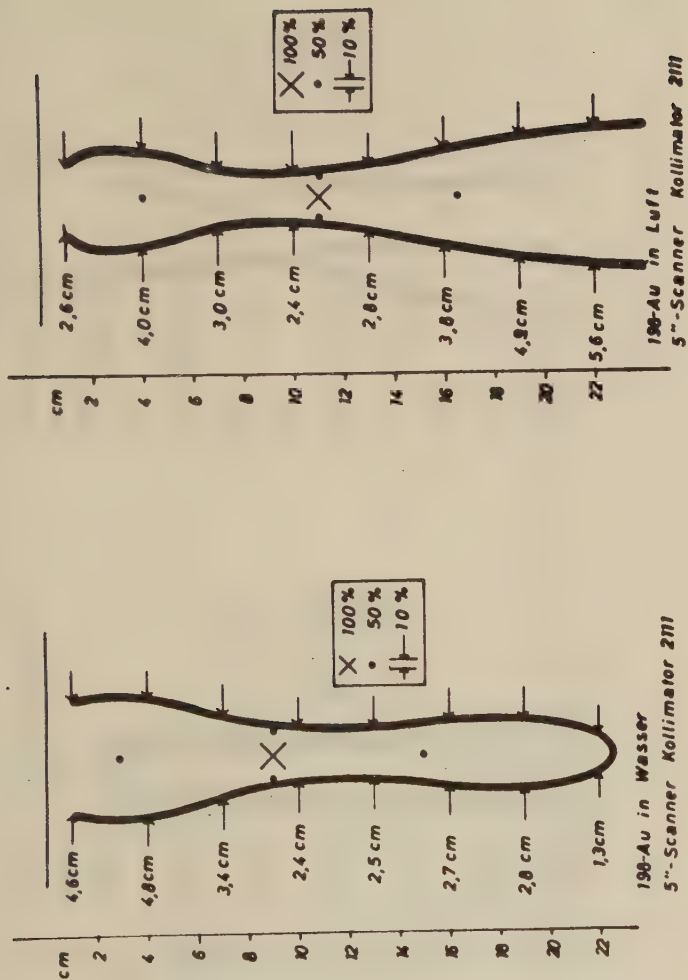


Abb. 15

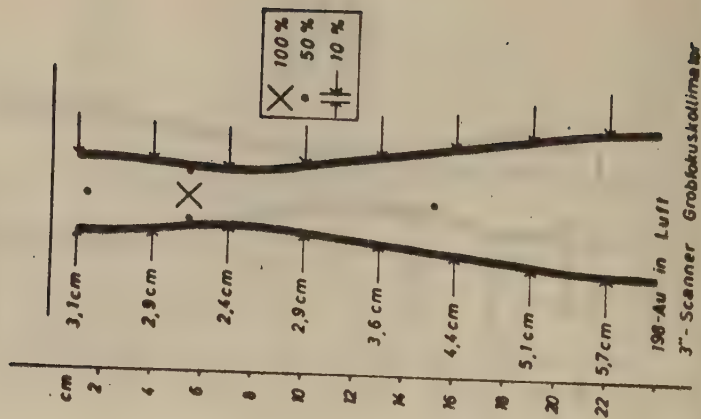
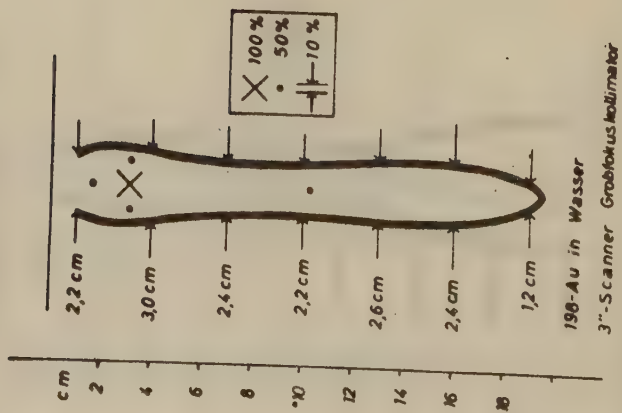


Abb. 16

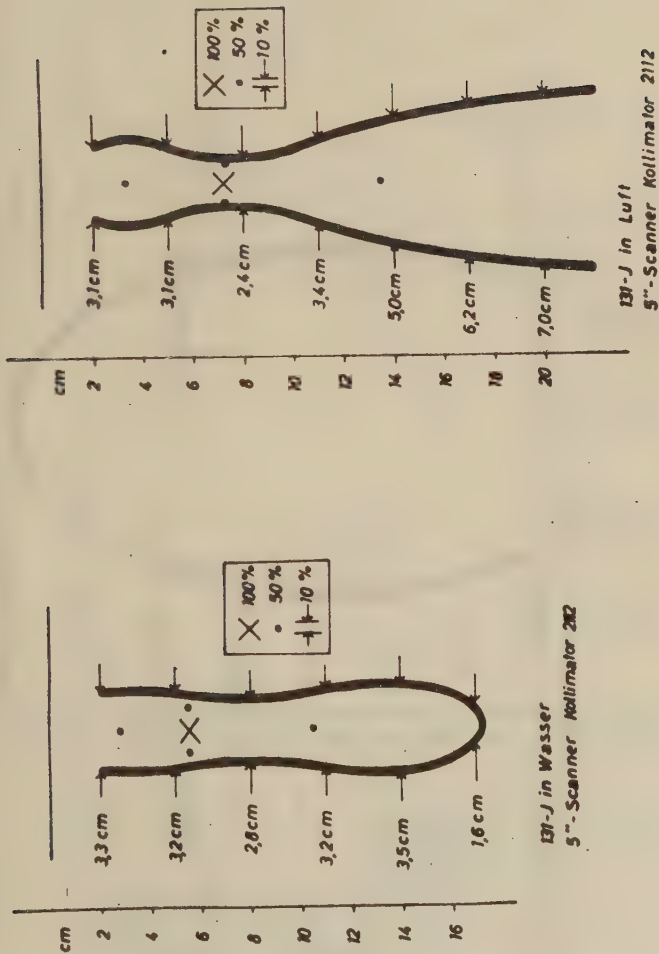


Abb. 17

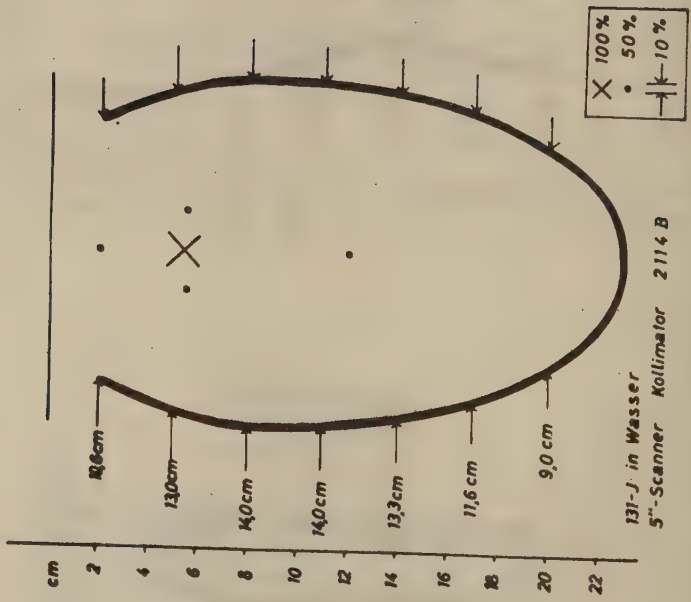
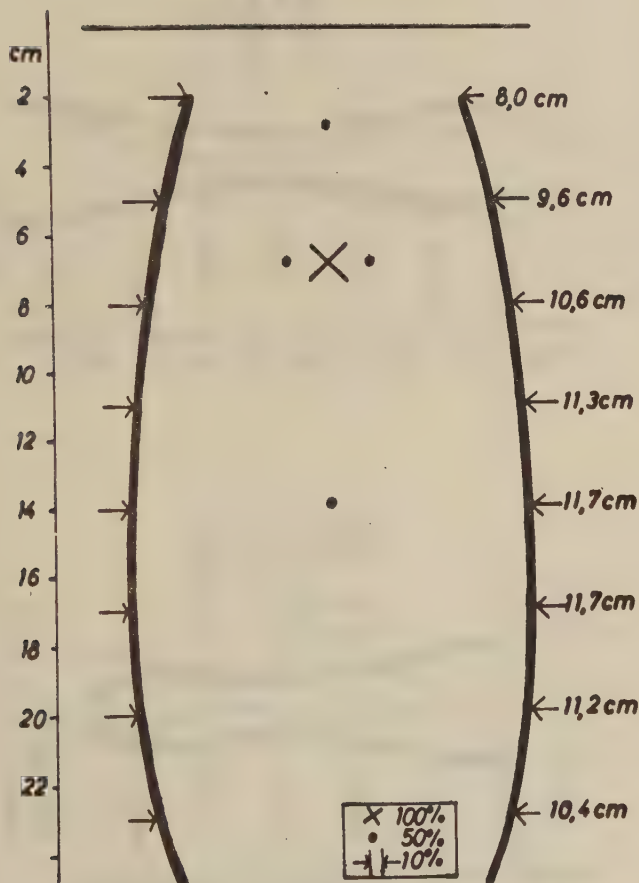


Abb. 18



131-J in Luft
5"-Scanner Kollimator 2114 B

Abb. 19

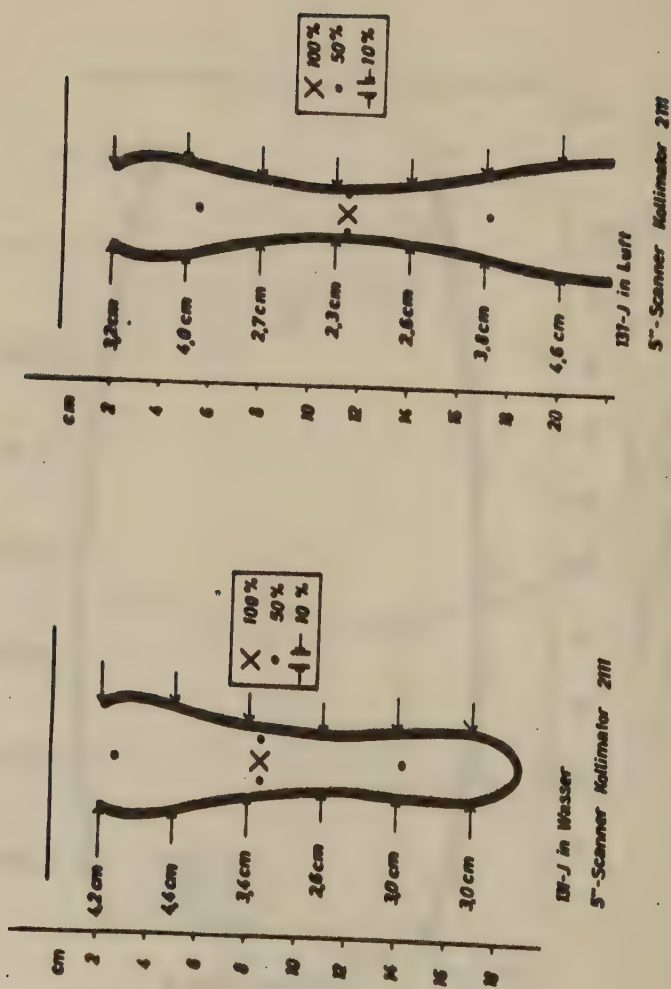
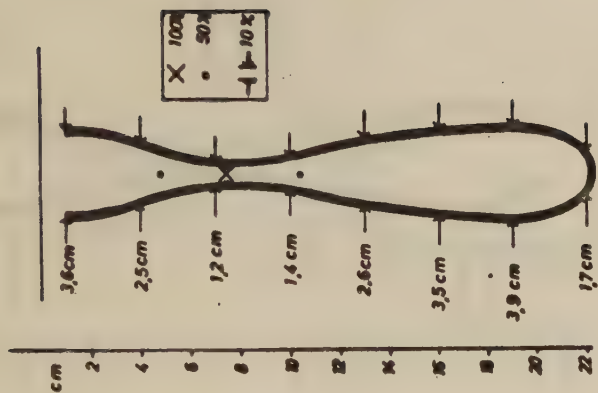
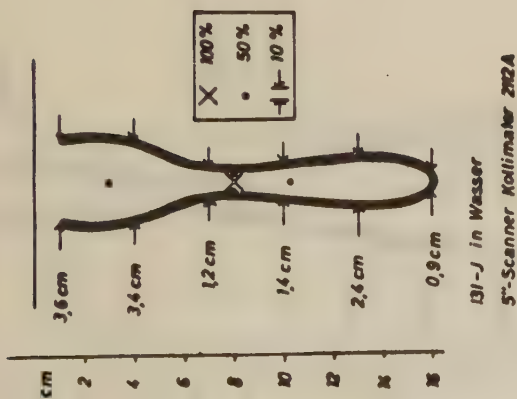


Abb. 20



130-J in Luft
5-Scanner Kollimator 212A



131-J in Wasser
5-Scanner Kollimator 212A

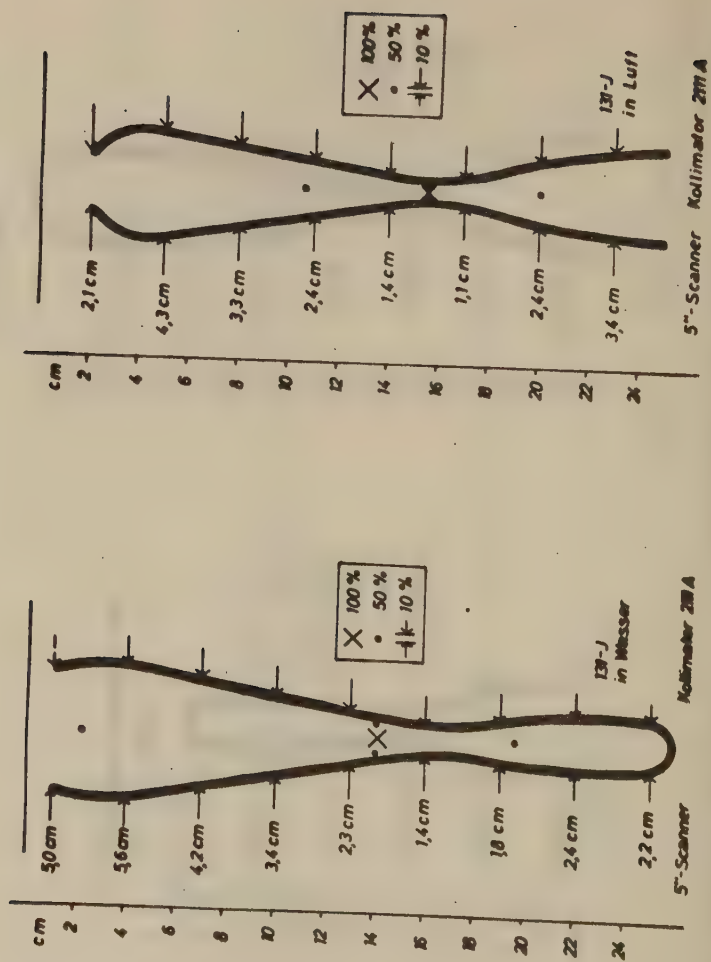


Abb. 22

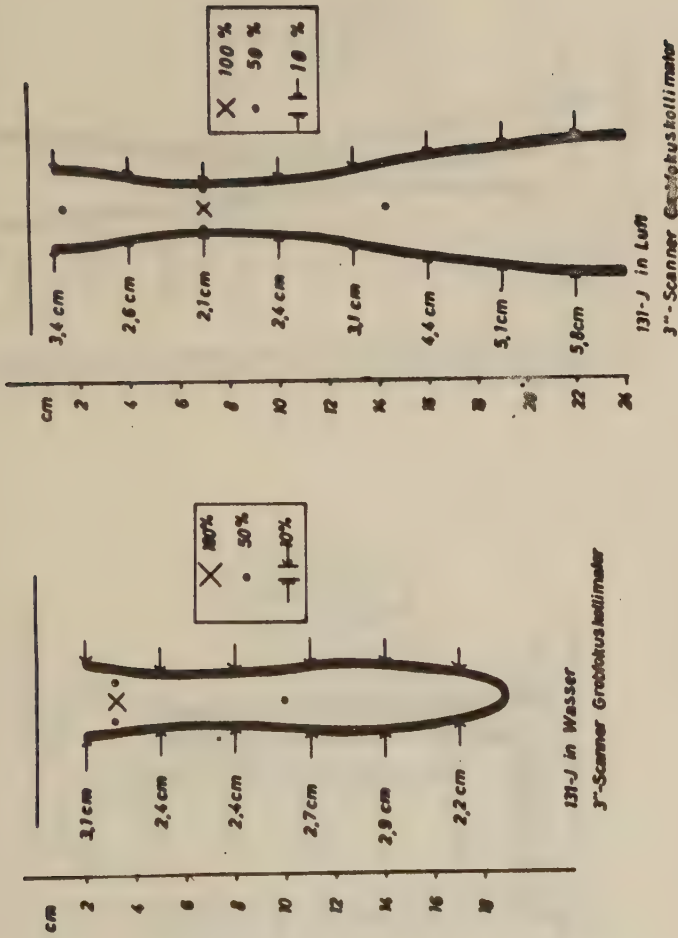


Abb. 23

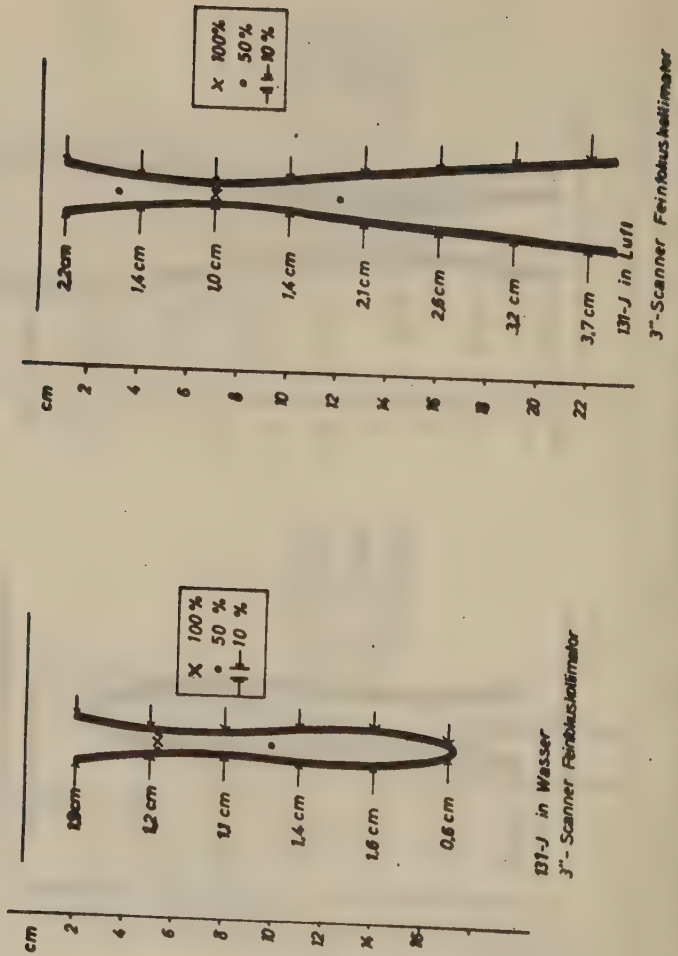
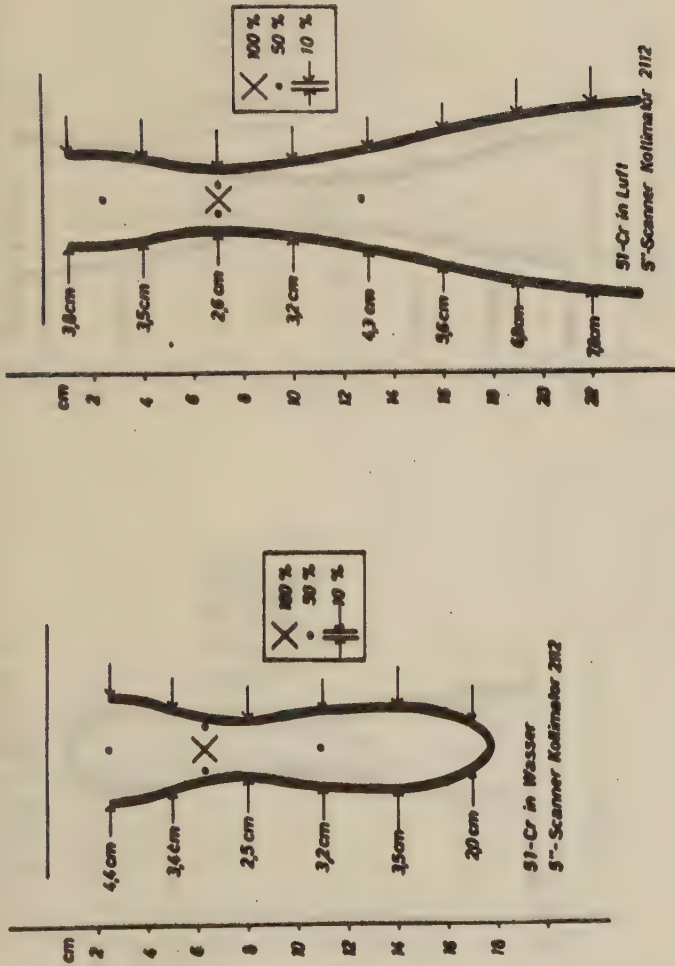


Abb. 24



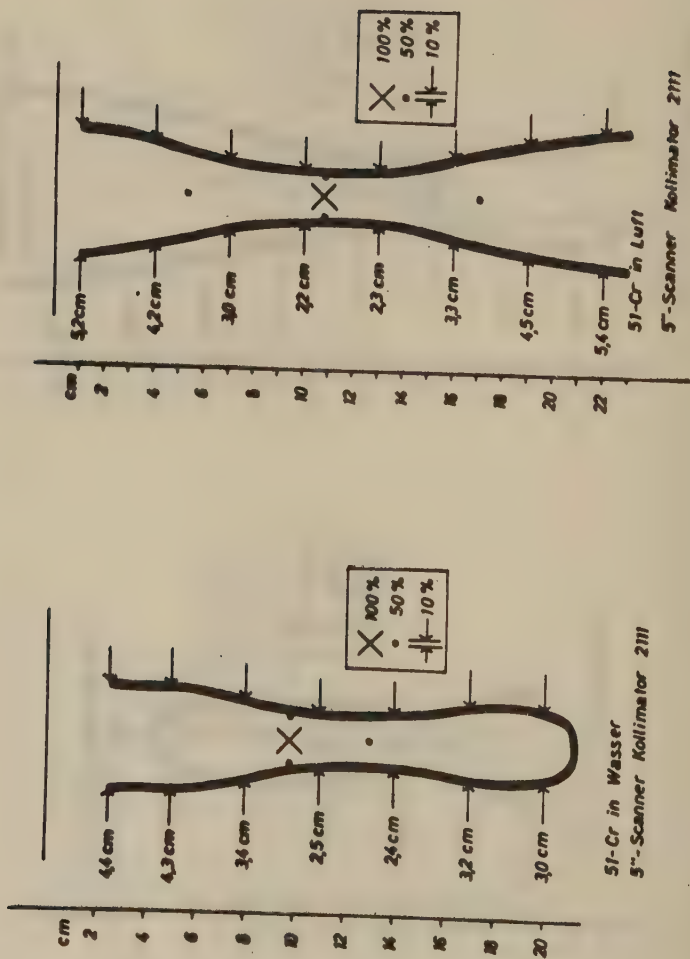
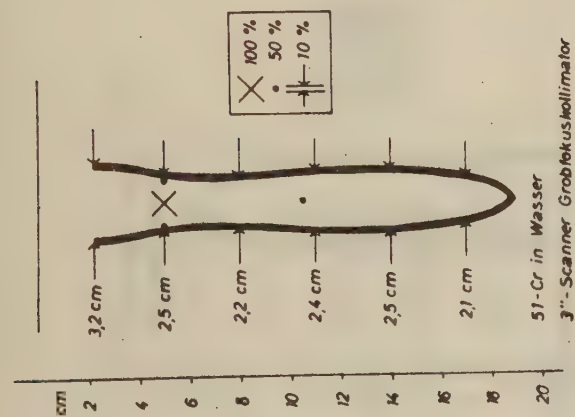
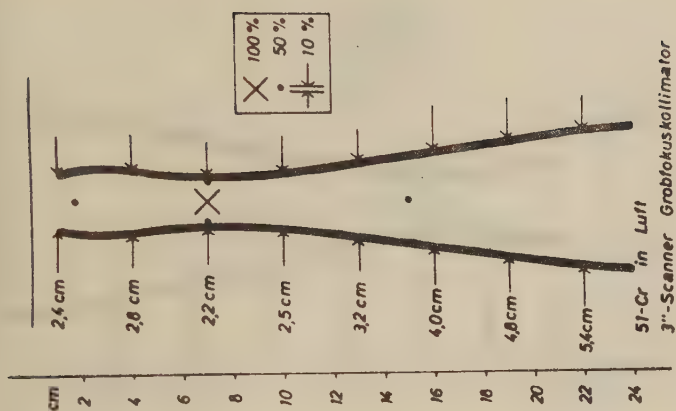


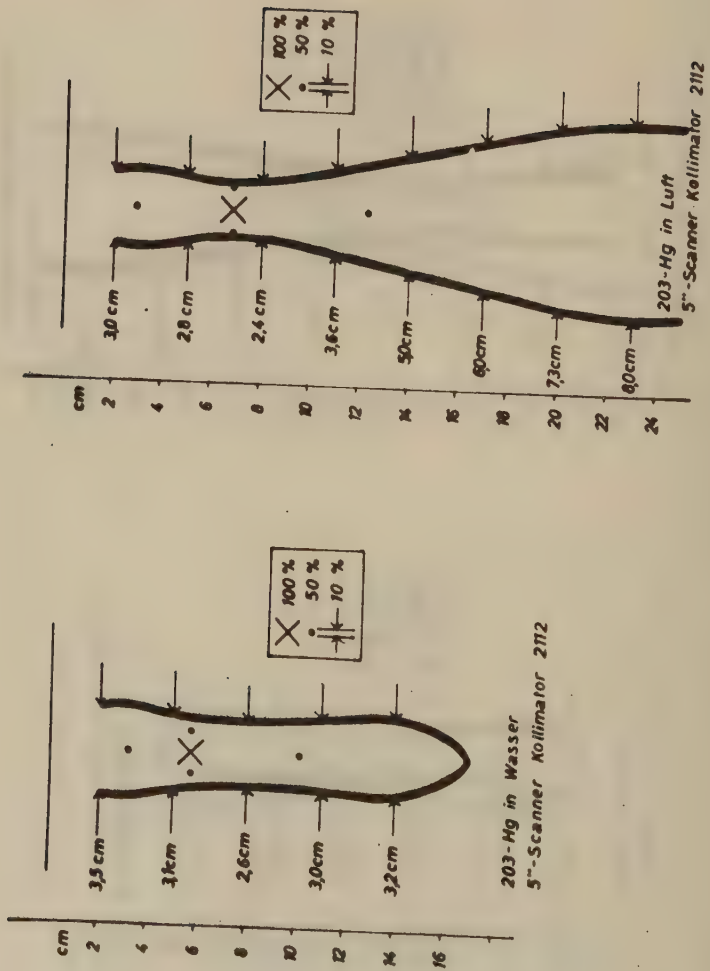
Abb. 26



51-Cr in Wasser
3"-Scanner Grobfokuskollimator



51-Cr in Luft
3"-Scanner Grobfokuskollimator



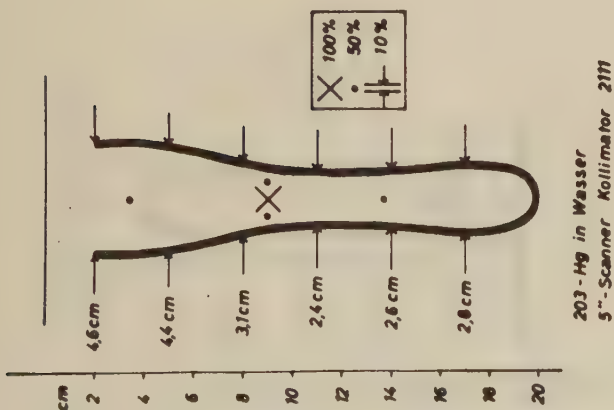
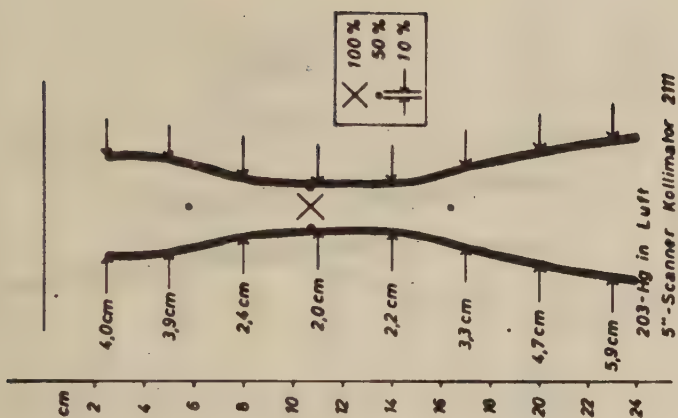


Abb. 29

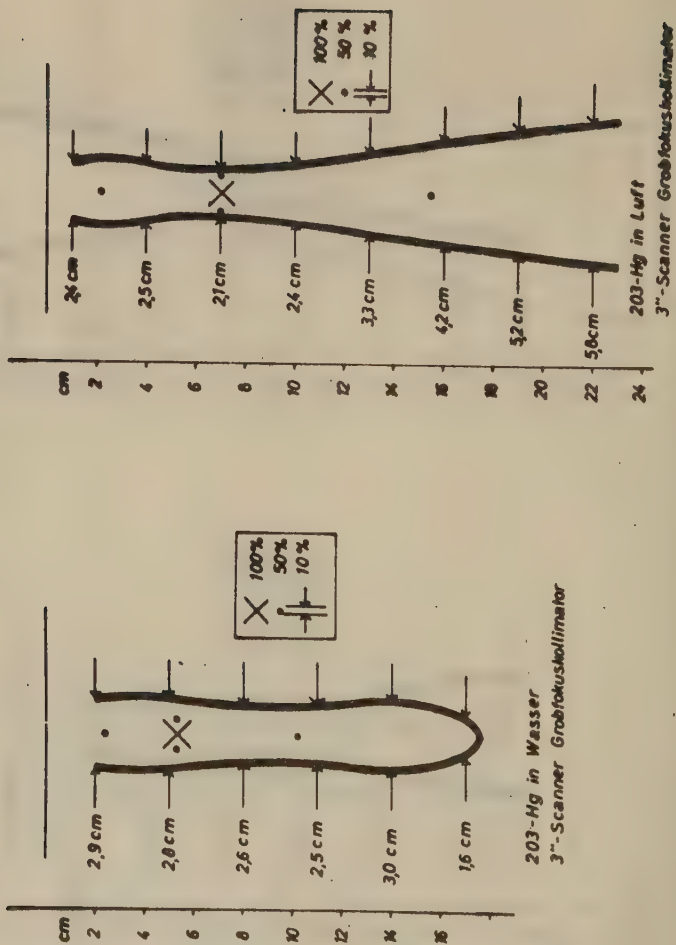
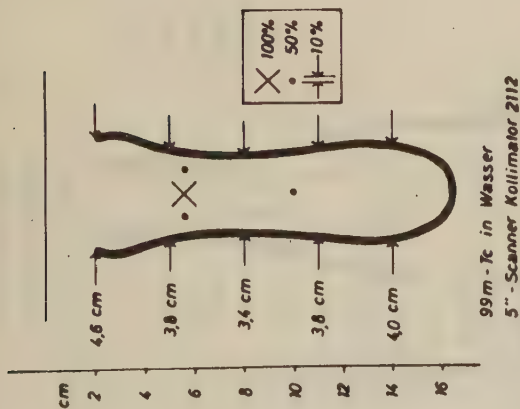
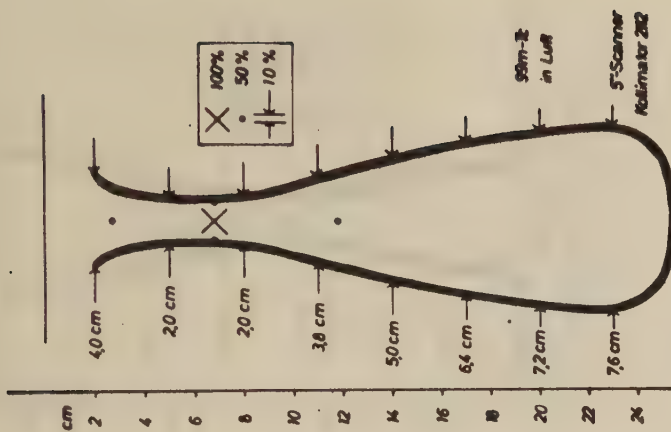
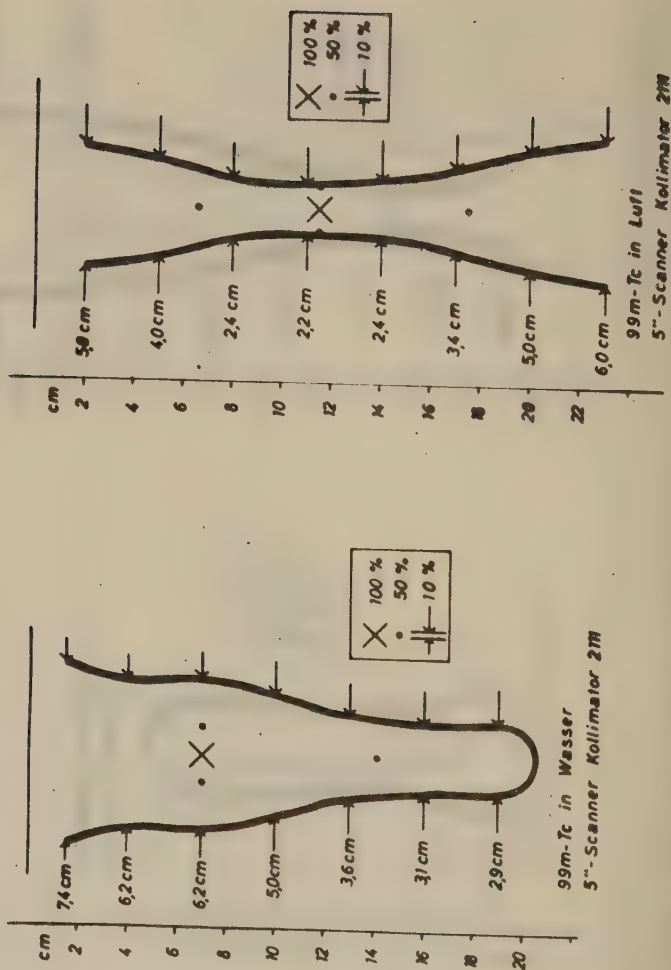


Abb. 30





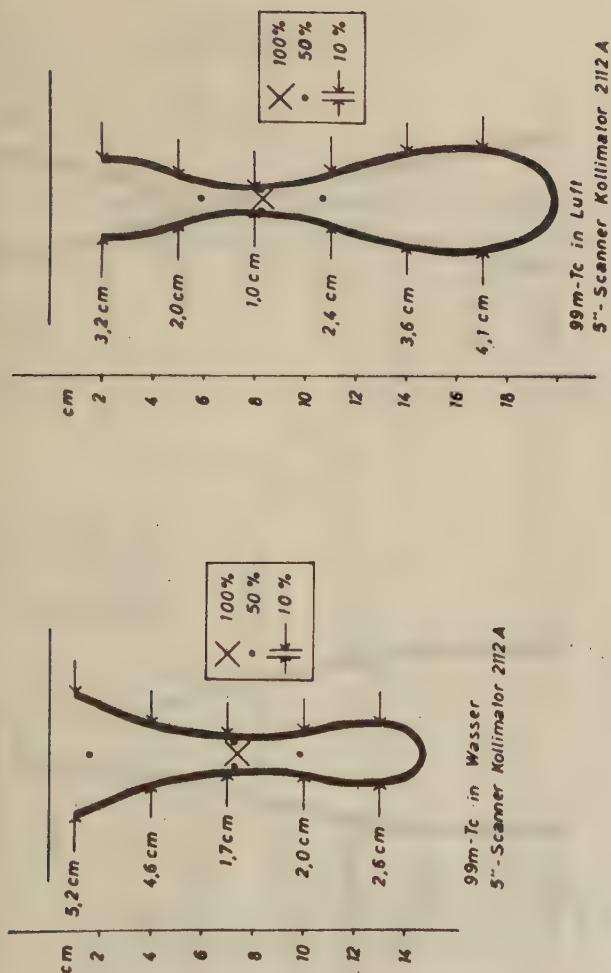


Abb. 33

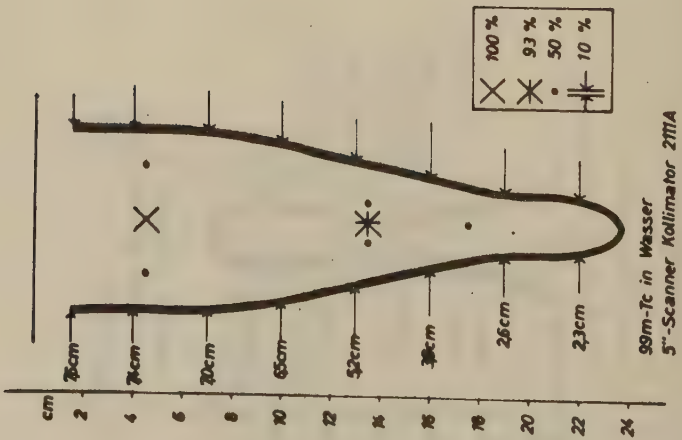
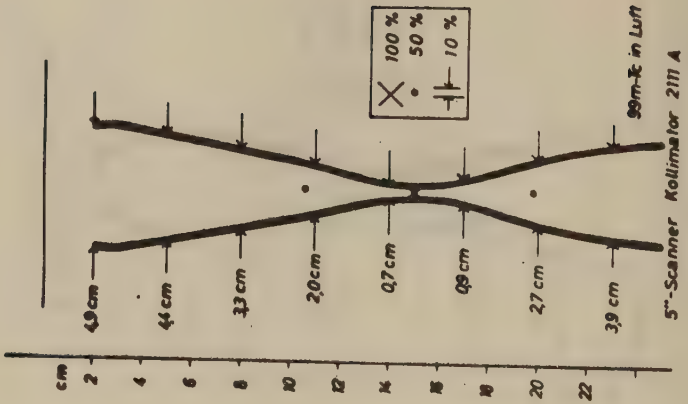


Abb. 34

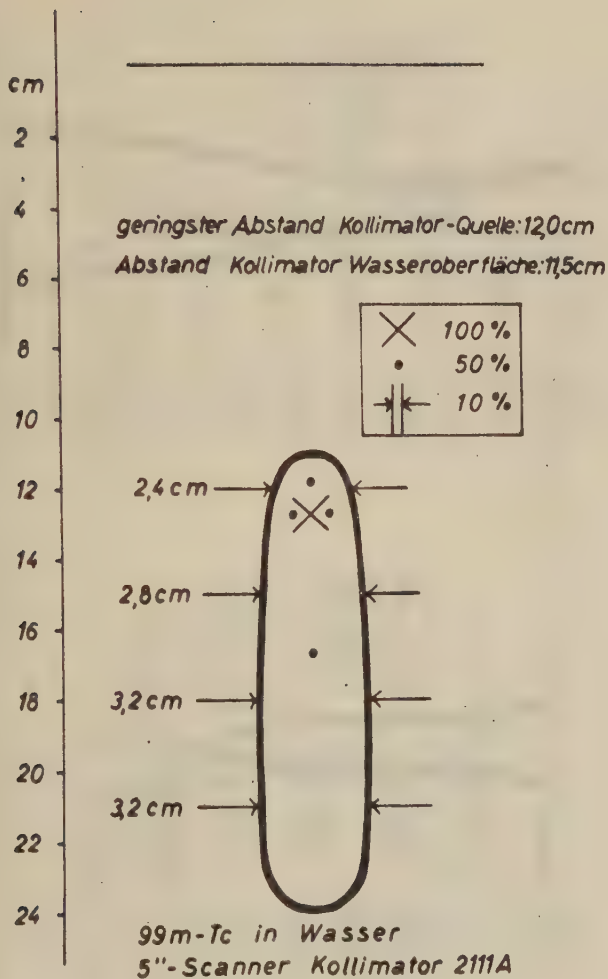


Abb. 35

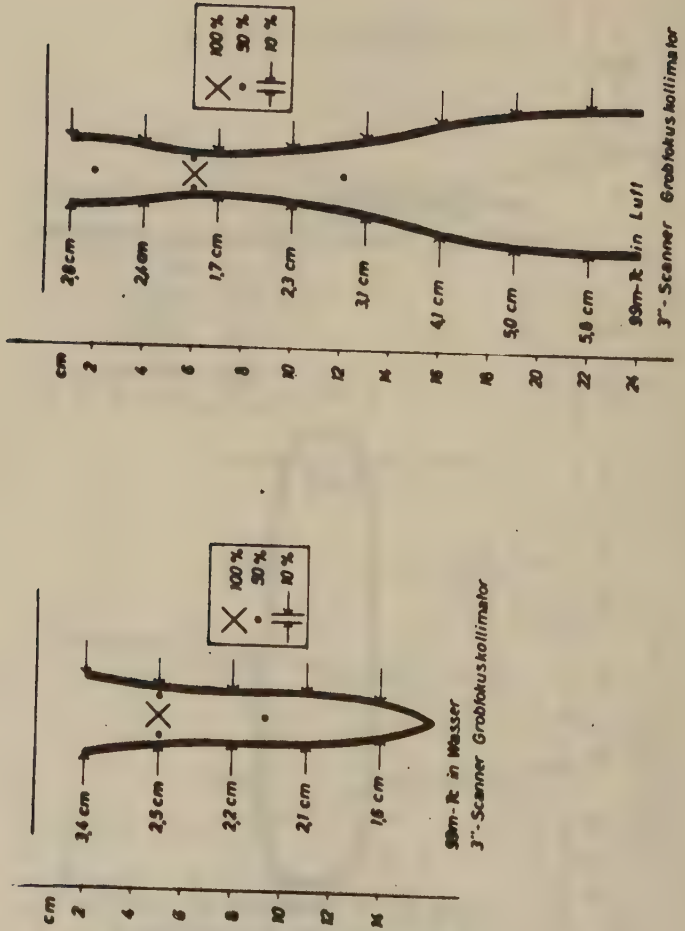


Abb. 36

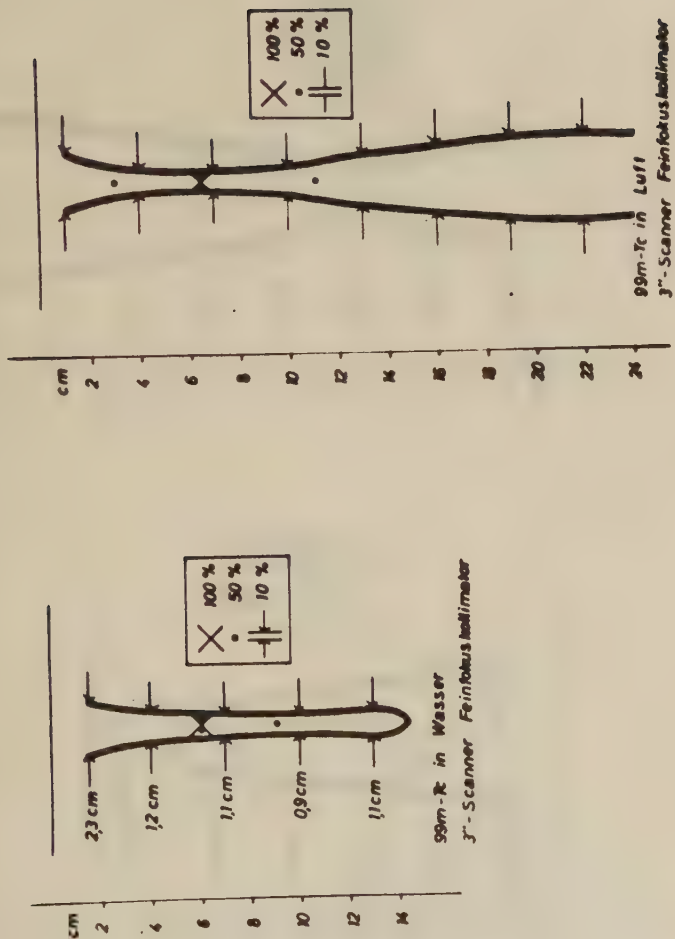
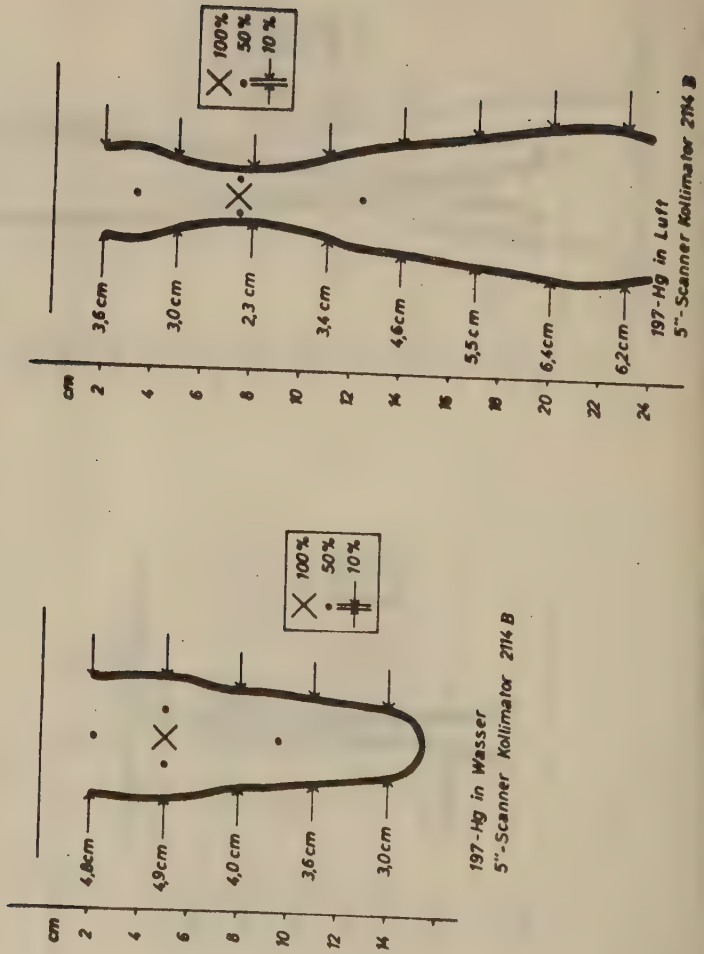
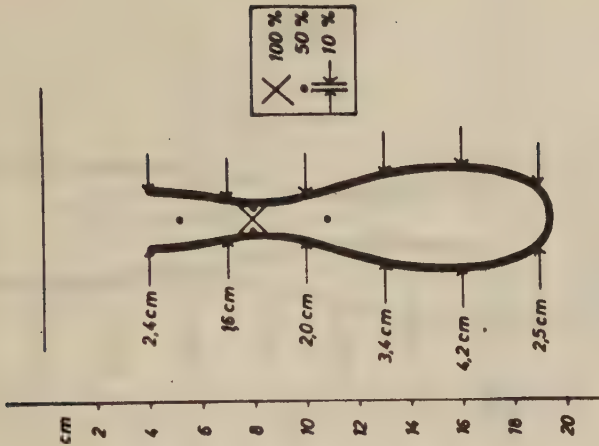
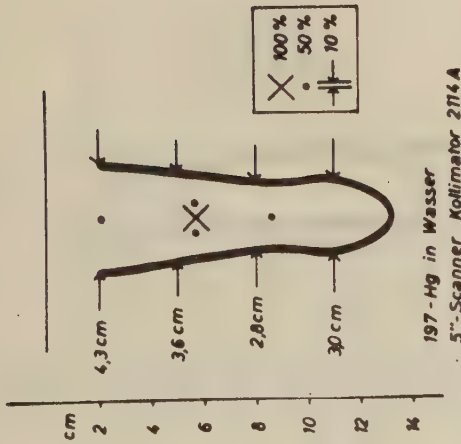


Abb. 37

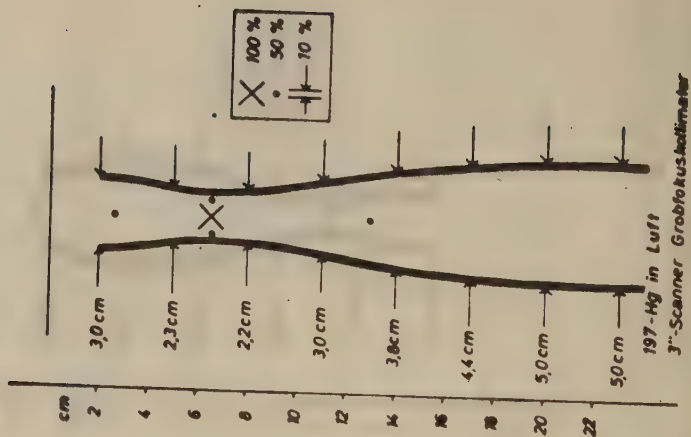
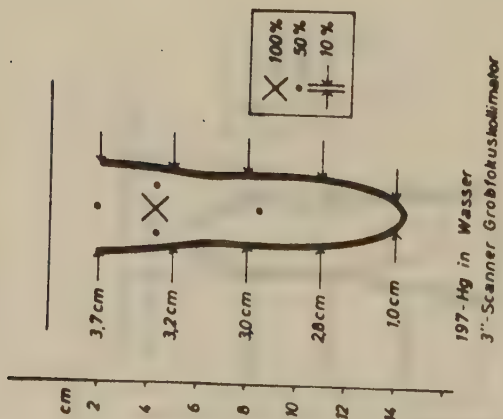


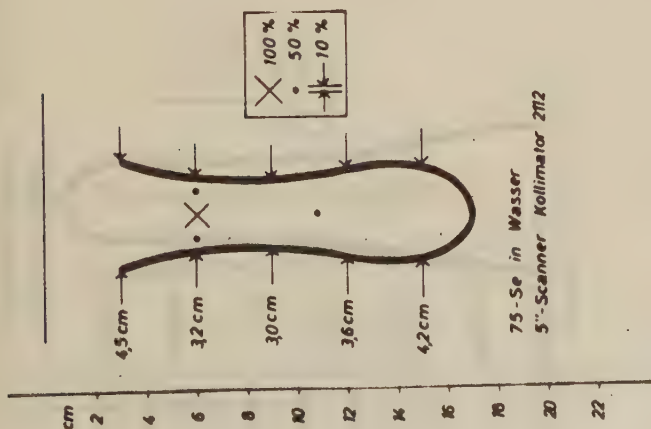
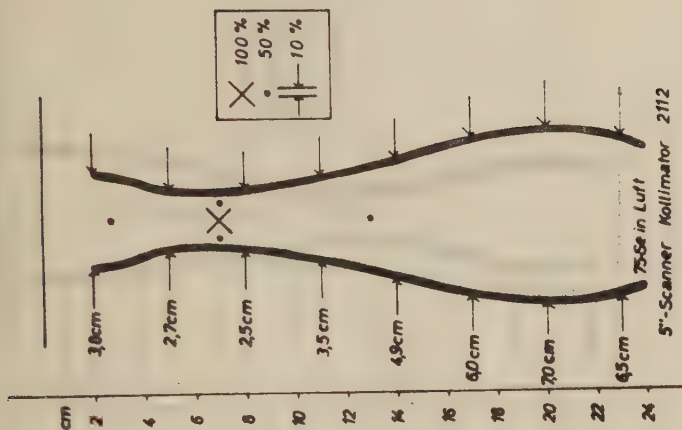


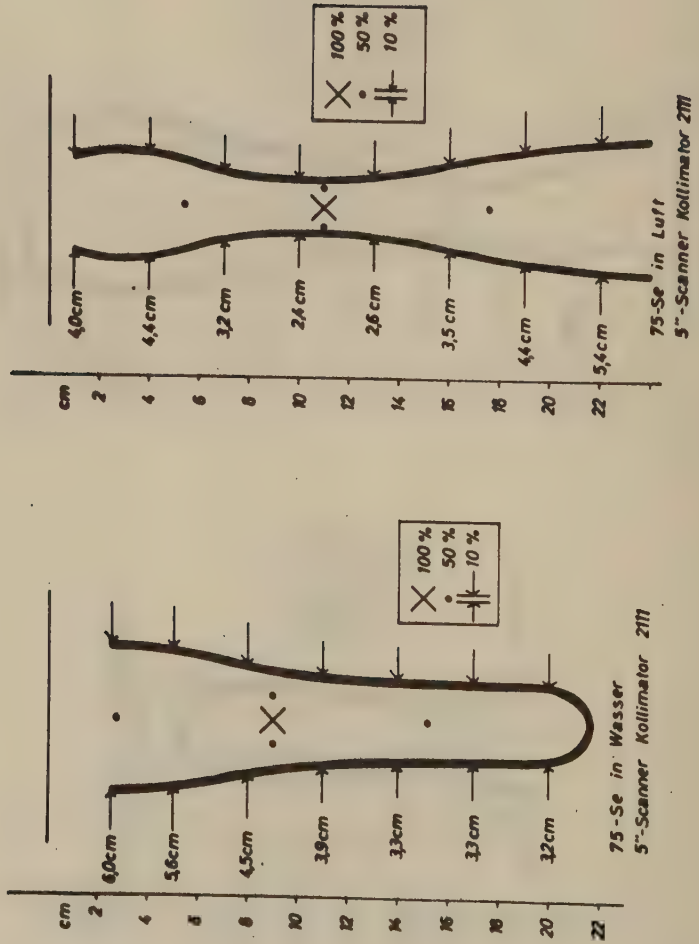
197-Hg in Luft
5"-Scanner Kollimator 2114 A



197-Hg in Wasser
5"-Scanner Kollimator 2114 A







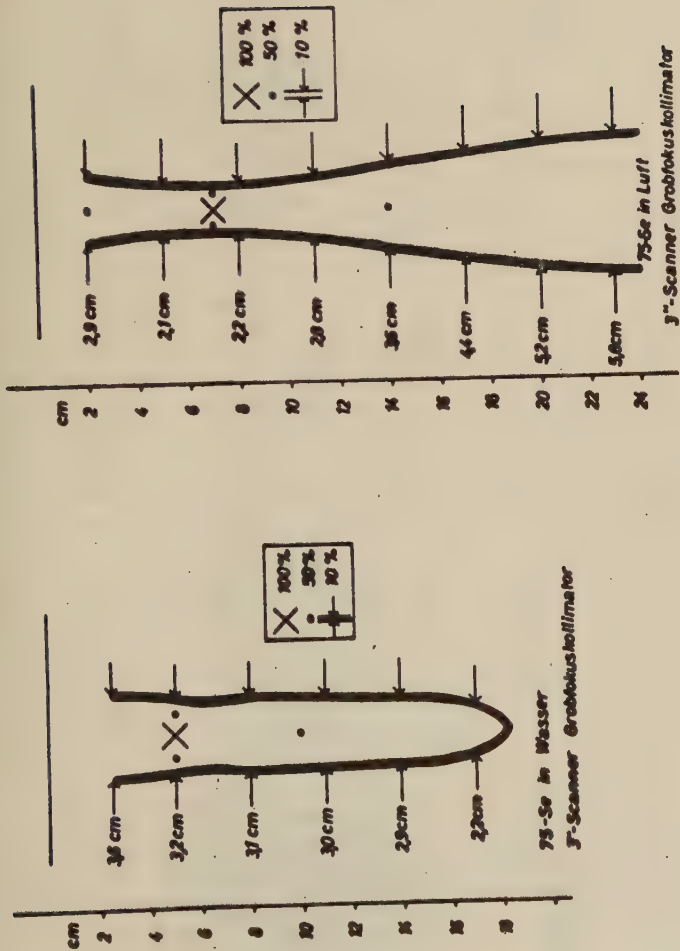


Abb. 43

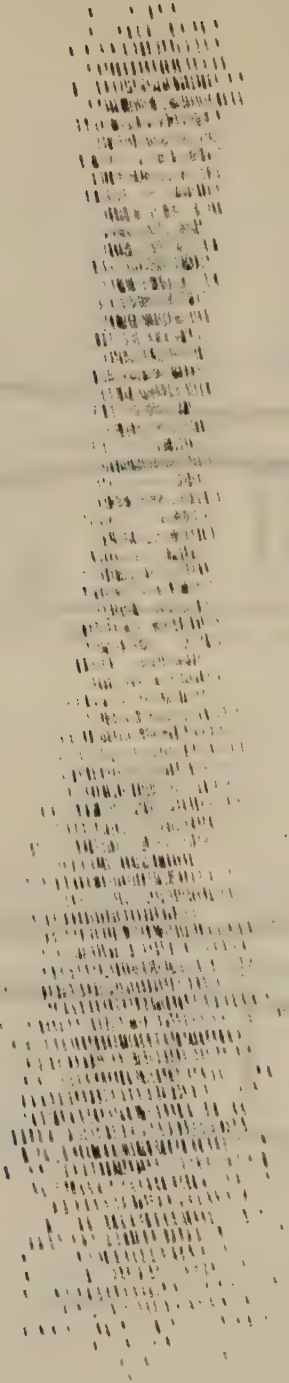


Abb.44
Farbszintigramm
131-J in Luft
Grobfokus kollimat.
3"- Scanner

Tab. 2: Fokus für Messungen in Wasser

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
^{85}Sr	5,2	-	8,5	-	-	-	4,0	-
^{198}Au	5,0	-	9,0	-	-	-	3,1	-
^{131}J	5,5	5,3	9,0	8,0	14,0	-	3,5	5,0
^{51}Cr	6,3	-	9,8	-	-	-	5,0	-
^{203}Hg	5,7	-	9,0	-	-	-	5,3	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	5,6	-	9,0	7,3	4,0	-	4,8	6,0
^{197}Hg	-	5,0	-	-	-	5,7	4,3	-
^{75}Se	6,0	-	9,0	-	-	-	5,0	-

Tab. 3: Fokus für Messungen in Luft

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
^{85}Sr	7,0	-	10,3	-	-	-	6,5	-
^{198}Au	6,0	-	11,0	-	-	-	5,4	-
^{131}I	7,4	6,8	11,4	7,4	15,5	-	7,0	7,0
^{51}Cr	7,0	-	10,8	-	-	-	7,0	-
^{203}Hg	6,8	-	10,7	-	-	-	7,0	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6,8	-	11,5	8,5	15,0	-	6,0	6,5
^{75}Se	7,0	-	11,0	-	-	-	6,5	-

Tab. 4: Die engste Stelle der 10 %-Isoimpulslinie (Messungen in Wasser)

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
^{85}Sr	3,6	-	2,7	-	-	-	?	-
^{198}Au	2,3	-	2,4	-	-	-	2,2	-
^{131}J	2,8	?	2,5	1,1	1,3	-	2,3	1,0
^{51}Cr	2,5	-	2,4	-	-	-	2,1	-
^{203}Hg	2,7	-	2,4	-	-	-	2,3	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	3,3	-	?	1,4	?	-	2,2	0,9
^{197}Hg	-	?	-	-	-	?	?	-
^{75}Se	3,0	-	3,0	-	-	-	2,9	-

Tab. 5: Die engste Stelle der 10 %-Isoimpulslinie (Messungen in Luft)

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
^{85}Sr	4,0	-	3,2	-	-	-	3,9	-
^{198}Au	2,1	-	2,4	-	-	-	2,3	-
^{131}J	2,3	?	2,3	0,9	1,0	-	2,2	1,0
^{51}Cr	2,5	-	2,2	-	-	-	2,2	-
^{203}Hg	2,3	-	2,0	-	-	-	2,1	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	2,0	-	2,2	0,9	0,3	-	1,7	0,9
^{75}Se	2,3	-	2,3	-	-	-	2,1	-

Tab. 6: Länge der 10 %-Isoimpulslinie (Messungen in Wasser)

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
^{85}Sr	19,1	-	24,2	-	-	-	23,2	-
^{198}Au	18,3	-	22,7	-	-	-	19,7	-
^{131}J	17,5	23,0	19,7	16,2	26,0	-	19,0	17,3
^{51}Cr	17,8	-	21,3	-	-	-	18,0	-
^{203}Hg	17,8	-	20,0	-	-	-	17,7	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	16,4	-	20,6	15,0	23,8	-	16,1	14,5
^{197}Hg	-	15,5	-	-	-	13,3	14,4	-
^{75}Se	13,1	-	21,8	-	-	-	23,3	-

Tab. 7: Die engste Stelle der 50 %-Isoimpulslinie (Messungen in Wasser)

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114	Grobfokus	Feinfokus
^{85}Sr	1,9	-	1,9	-	-	-	2,2	-
^{198}Au	1,8	-	1,9	-	-	-	1,9	-
^{131}I	1,8	3,1	1,6	0,8	1,2	-	1,8	0,8
^{51}Cr	1,8	-	1,8	-	-	-	1,8	-
^{203}Hg	1,7	-	1,4	-	-	-	1,2	-
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	1,9	-	2,1	1,0	4,3	-	1,5	0,5
^{197}Hg	-	2,1	-	-	-	1,1	1,8	-
^{75}Se	1,9	-	1,8	-	-	-	1,8	-

Herrn Professor Dr. Lothar Diehlmann danke ich für die Übernahme des Korreferates und für die Bereitstellung eines Arbeitsplatzes in seinem Institut.

Herrn Privatdozenten Dr. Rudolf Wolf danke ich für die Überlassung des Themas, insbesondere für seine allzeit freundliche Unterstützung meiner Arbeit.

Tab. 8: Die engste Stelle der 50 %-Isoimpulslinie (Messungen in Luft)

	2112	2114B	2111	2112A	2111A	2114A	Grobfokus	Feinfokus
⁸⁵ Sr	1,9	-	1,6	-	-	-	1,7	-
¹⁹⁸ Au	1,7	-	1,6	-	-	-	1,8	-
¹³¹ I	1,7	(2,8)	1,7	0,7	0,6	-	1,7	0,5
⁵¹ Cr	1,7	-	1,6	-	-	-	1,6	-
²⁰³ Hg	1,8	-	1,7	-	-	-	1,6	-
^{99m} Tc	1,7	-	1,8	0,9	0,4	-	1,2	0,5
¹⁹⁷ Hg	-	1,4	-	-	-	1,0	1,4	-
⁷⁵ Se	1,8	-	1,6	-	-	-	1,2	-

Lebenslauf

Am 23. Mai 1940 wurde ich in Göttingen als zweites von zwölf Kindern des Diplomingenieurs Friedrich Meinig und seiner Ehefrau Ruth, geb. Busse, geboren.

Nach mehrmaligem Wohnortwechsel, zum Teil infolge der Kriegsergebnisse, lebten wir seit 1944 in der Siedlung Fußgönheim bei Ludwigshafen, wo ich im Herbst 1946 eingeschult wurde.

1949 zogen meine Eltern wieder nach Göttingen. Hier besuchte ich von 1951 an das Max-Planck-Gymnasium, bis wir 1956 nach Walsrode übersiedelten. Am dortigen Gymnasium legte ich infolge eines über Jahre ständig rezidivierenden Asthma bronchiale, das erst in der Oberstufe parallel mit einer beginnenden sportlichen Aktivität vollständig ausheilte, erst im Februar 1962 das Abitur ab.

Im Sommersemester 1962 begann ich das Medizinstudium in Mainz. (Der größte Teil des ersten Semesters ging wegen Erkrankung, u. a. Lungenentzündung, verloren.)

Am 24. April 1963 bestand ich die Naturwissenschaftliche Vorprüfung und am 15. April 1965 die Ärztliche Vorprüfung.

Die vorliegende Dissertation fertigte ich unter der Leitung von Herrn Privatdozenten Dr. Rudolf Wolf im Institut für Klinische Strahlenkunde der Universität Mainz an.

Neben dem Medizinstudium beschäftigte ich mich mit der Theologie (u. a. leitete ich im "Mainzer Kolleg", einem sogenannten akademischen Studentenheim, ein "Theologisches Kolloquium"), darüber hinaus mit der Musik (ich spielte in zahlreichen Orchestern, u. a. im Mainzer Medizinerorchester); schließlich war ich aktives Mitglied des Universitäts-Sportclubs (Leichtathletik).

Für das Wintersemester 1965/66 und Sommersemester 1966 wurde ich zum Senior des Mainzer Kollegs gewählt; im Sommer 1967 war ich Tutor des IXX. Internationalen Ferienkurses der Johannes Gutenberg-Universität Mainz.

Tab. 9: vergleicht das geometrische Auflösungsvermögen entsprechend der engsten Stelle des 10 %-
Isopulslinienverlaufs mit den Ergebnissen von HINE (16) für 131j.

	Kollimator	2112				2111		2112A		2111A		Grobfokus		Feinfokus	
Messung von HINE		2,5		2,2		2,2		1,1		1,7		2,4		1,1	Messungen in Luft
Eigene Ergebnisse		2,3		2,5				1,1		1,3		2,3		1,0	Messungen in Luft
Messung von HINE		3,3		2,6				1,3		1,8		2,5		1,1	Messungen in Wasser
Eigene Ergebnisse		2,8		2,5				1,1		1,3		2,3		1,0	Messungen in Wasser

Zusammenfassung

Für die optimale Durchführung einer szintigraphischen Untersuchung ist die möglichst genaue Kenntnis der Eigenschaften der verwendeten Kollimatoren erforderlich. Das jeweilige Optimum wird dabei durch einen geeigneten Kompromiß zwischen Auflösungsvermögen und Empfindlichkeit erreicht. Während die Empfindlichkeit einer Meßanordnung relativ einfach bestimmt werden kann, ist eine Messung des Auflösungsvermögens in der Praxis häufig schwierig. Für die Routine bietet sich als verhältnismäßig einfache und billige Methode ein von HINE und VETTER angegebenes Verfahren an. Es benutzt eine Linienquelle, die im Winkel von 45° zur Horizontalen geneigt ist. Der Meßkopf des Scanners wird in einer horizontalen Ebene bewegt und die Impulsrate Punkte für Punkt bestimmt. Aus diesen Daten lassen sich die Isoimpulslinien für die beschriebene Linienquellenanordnung bestimmen.

Mit der Methode wurden 6 Kollimatoren eines $5 \times 2''$ -Scanners und zwei Kollimatoren eines $3 \times 2''$ -Scanners bei Verwendung acht verschiedener Isotope unterschiedlicher Gammaenergien untersucht.

Für die Darstellung wurde in Anlehnung an HINE und VETTER die 10 %-Isoimpulslinien gewählt. Außerdem wurden die beiden Extrempunkte der 50 %-Linie und ihre Entfernung an der engsten Stelle der 10 %-Isoimpulslinie angegeben. Aus der 10 %-Isoimpulslinie läßt sich das ungefähre Auflösungsvermögen der Kollimatoren in Abhängigkeit des Abstandes von der Kollimatoroberfläche ablesen. Aus dem Empfindlichkeitsmaximum, das ebenfalls angegeben ist, und der Lage der engsten Stelle der 10 %-Isoimpulslinie kann der Fokusabstand der Anordnung entnommen werden. Diese Entfernung gibt das Optimum der Auflösung und Empfindlichkeit an. Sie ist damit für die klinische Routine-Szintigraphie eine wesentliche Größe. Es muß jeweils dafür gesorgt werden, daß der Fokus innerhalb des zu untersuchenden Organs liegt.

Die Untersuchungen ergaben weiterhin, daß das Auflösungsvermögen und der Fokusabstand innerhalb weiter Grenzen von der Energie der Gammastrahlung des Radioisotops unabhängig war. Nur bei sehr weichen Gammastrahlen, d. h. unter 100 KeV, macht sich die Absorption der Strahlung in Wasser zunehmend bemerkbar. Dies führt dazu, daß der Fokus immer stärker an die Kollimatoroberfläche heranrückt, was die Verwendung derartiger Radioisotope etwas einschränkt. Für sehr harte Strahlung (^{85}Sr) wird das Auflösungsvermögen durch die wachsende Septenpenetration zunehmend schlechter. Das optimale Energiegebiet für klinische Szintigraphie liegt nach diesen Untersuchungen zwischen 100 bis 450 KeV. Dies stimmt mit den Erfahrungen anderer Autoren überein.

Literatur

1. Beck, R.N.: Collimators for Radioisotope Scanning Systems. Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna (1964), Vol. I, 211-232.
2. Beck, R.N.: A Theory of Radioisotope Scanning Systems. Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna (1964) Vol. I, 35-36.
3. Beck, R.N.: A theoretical Evaluation of Brain Scanning Systems. J. nucl. Med. 2 (1961) 314-324.
4. Bender, M. A., Blau, M.: Collimator Evaluation with the I. A. E. A. Scanning Phantom. Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna (1964) Vol. I, 175-191.
5. Brownell, G. L.: Theory of Radioisotope Scanning. Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna (1964) Vol. I, 3-34.
6. Brownell, G. L.: Theory of Isotope Scanning. Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna (1959) 1-12.
7. Courtial, J., Gandy, A.: Note sur la sensibilité et le pouvoir de resolution en scintigraphie. Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna (1964), Vol. I, 91-114.
8. Dewey, W. C., Sinclair, W. K.: Criteria for Evaluating Collimators used in In Vivo Distribution Studies with Radioisotops. Int. J. appl. Radiat. 10 (1961) 1-16.
9. Christie, J. H., McIntyre, W. J.: Information Limitations of Radioisotope Scanning. Radiology 79 (1962) 472-482.
10. Dias Neto, A. L.: A Honeycomb Collimator of Variable Fokus for Use in Radioisotope Scanning. Nucl. Med. 3 (1963) 221-225.

11. Endlich, H. L. : Some Modifications of Photoscanning Techniques.
Amer. J. Roentgenol. 87 (1962) 156-160.
12. Fischer, J., Wolf, R. : Die quantitative Abschätzung der Milzgröße
mit Hilfe der Szintigraphie. Dtsch. med. Wschr. 88 (1963)
1430-1437.
13. Harris, C. C., Bell, P. R., Satterfield, M. M., Ross, D. A., Jordan,
J. C. : The Design and Performance of a large High-
Resolution Focusing Collimator. Medical Radioisotope
Scanning, I. A. E. A. (1964), Vol. I., 193-208.
14. Hine, G. J., Vetter, H. : Evaluation of Focusing Collimator Performance. Nucl. Med. 4 (1965), 333-340.
15. Hine, G. J. : Evaluation of Focusing Collimator Performance II.
Digital Recording of Linesource Response. Int. J. appl.
Radiat. 18 (1967) 815-823.
16. Hine, G. J. : Medical Physics Laboratory. I. A. E. A. Vienna (1966)
17. Kakehi, H. : Problems of Collimation. Medical Radioisotope Scan-
ning, I. A. E. A. Vienna 1959, Vol. I, 13-29.
18. McIntyre, W. J., Christie, J. H., Tatsuno, I. : The Evaluation of
Straight Bore, Tapert and Focusing. Collimators as a
Funktion of Gamma Ray Energy. Medical Radioisotope
Scanning, I. A. E. A. Vienna (1964), Vol. I, 153-172.
19. Matthews, C. M. E. : Comparison of Coincidence Counting and Focusing
Collimators with various Isotopes in Brain Tumour
Detection. Brit. J. Radiol. 37 (1964) 531-543.
20. Mythill, J. : Theory of Multichannel Collimated Scintillation Detection.
Int. J. appl. Radiat. 12 (1961) 10-19.
21. Perinova, V., Husak, V. : Remarks on the Concept "Resolution"
in Scintillation Scanning. Phys. in Med. Biol. 12 (1967)
333-344.

22. **Präg, R.:** Automatische Aufzeichnung der Verteilung von Radio-Isotopen im Körper. *Strahlentherapie* 110 (1959) 3-15.
23. **Simons, H. A. B.:** A Comparison between Collimator Theory, extended to allow for Effekt of Wall Penetration, and Experiment. *Medical Radioisotope Scanning, I. A. E. A. Vienna* (1964), 115-139.
24. **Wolf, R.:** Die Szintigraphie. *Radiologe* 5 (1963) 354-357.
25. **Wolf, R.:** Physikalische Probleme der Leberszintigraphie. *Krebsforschung und Krebsbekämpfung, Urban und Schwarzenberg, München und Berlin*, 1965, 207-216.
26. **Wolf, R.:** Über die Verwendung energiearmer Gammastrahler in der Szintigraphie. 46. *Dtschr. Röntgenkongreß, Nürnberg*, 1965, *Georg Thieme Verlag* 1966, 91-93.
27. **Wolf, R.:** Verbesserungen der szintigraphischen Technik durch Verwendung höchstempfindlicher Detektoren. *XI. Int. Congr. Radiol., Rom* 22-28. 9. 1965.
28. **Wolf, R.:** Möglichkeiten und Grenzen szintigraphischer Untersuchungsmethoden. *Habilschrift, Mainz* 1966.
29. **Wolf, R.:** **Fischer, J.:** Physikalische Probleme der Milzszintigraphie. *Fortschr. Roentgenstr.* 102 (1965) 319-330.



